Aus der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

EINE MINIATURISIERTE BIOFEEDBACK-MELDEEINRICHTUNG FÜR PARAFUNKTIONEN DER KAUMUSKULATUR

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Bernd d'Hoedt
aus
Hannover

1978

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523702_0081

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

EINE MINIATURISIERTE BIOFEEDBACK-MELDEEINRICHTUNG FÜR PARAFUNKTIONEN DER KAUMUSKULATUR

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Bernd d'Hoedt
aus
Hannover

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. H.-E.Hoffmeister
1. Berichterstatter: Professor Dr. W.Schulte
2. Berichterstatter: Professor Dr. E.Körber

FOTODRUCK H. RESCH · Georgstr. 50 · 7402 Kirchentellinsfurt

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
1.1	Terminologie	1
1.2	Folgen der Parafunktionen	2
1.3	Ätiologie der Parafunktionen	2
1.4	Diagnose der Parafunktionen	4
1.5	Therapie der Parafunktionen	5
1.6	Biofeedback	8
1.7	Biofeedback-Arten	8
1.7.1	Zentrales Nervensystem	9
1.7.2	Vegetatives System	10
1.7.3	Motorisches System	10
1.8	Biofeedback zur Therapie der Parafunktionen (Bruxismus)	11
2.	AUFGABESTELLUNG	13
3.	MATERIAL UND METHODE	13
3.1	Vorversuche	13
3.2	Direkte Verstärkung der muskelelektrischen Aktivität	15
3.2.1	Verstärkung mit einem integrierten Schaltkreis TAA 111	17
3.2.1.1	Eigenversuch	18
3.2.2	Verstärkung mit einer modifizierten Hörbrille	19
3.2.2.1	Eigenversuch	19
3.3	Steuerung eines sinusförmigen Signals durch Muskelaktionspotentiale	19
3.3.1	Beschreibung der Schaltung	20
3.3.2	Das Verzögerungsglied	23
3.3.3	Aufbau	23
3.3.4	Eigenversuch	24
3.4	Eigene Modifikation	25
3.4.1	Aufbau	27
3.4.2	Eigenversuch	27

		Seite
3.4.3	Die Miniaturisierung des Schaltungsaufbaus	28
3.4.4	Die Gehäuse	30
3.4.4.1	Placierung der Teile	30
3.4.4.2	Bauplan	31
3.4.4.3	Das Urmodell der unteren Schale	34
3.4.4.4	Die obere Schale	36
3.4.4.5	Herstellung der Formen	37
3.4.4.6	Ausgießen der Formen	42
3.4.5	Aufbau der Schaltung und Einbau der Teile	42
3.4.6	Erprobung der Geräte im Eigenversuch	48
3.4.7	Erprobung der Geräte an Versuchspersonen	51
3.4.7.1	Bedienungsanleitung	51
3.4.7.2	Ergebnisse	55
4.	DISKUSSION	60
5.	ZUSAMMENFASSUNG	69
6.	LITERATURVERZEICHNIS	70

1. EINLEITUNG

1.1 Terminologie

Als Parafunktionen bezeichnet man nach DRUM (1950) Betätigungen, die neben und zusätzlich zu der normalen Funktion eines Organs, speziell des Kauorgans ausgeübt werden.

Solche Parafunktionen sind vor allem das Knirschen und Pressen, ein schon seit den Zeiten des Homer und der Bibel besonders im Zusammenhang mit emotioneller Erregung bekanntes Phänomen:

" Glanz erhellte den Himmel und rundum lachte die Erde
Unter den Blitzen des Erzes; der Boden vom Schreiten der Männer
Donnerte; mitten darunter sich wappnend der edle Achilleus
Dessen Zähnen ein Knirschen entfuhr; wie loderndes Feuer
Brannten die Augen ihm hell; es wühlte tief in der Seele
Unerträglicher Schmerz."

(Homer, Ilias, 19. Gesang, Zeile 365*, übersetzt nach NEBEL, 1959) und:

"Sein grim reisset / vnd der mir gram ist /
beisset die zeene vber mich zusamen /
mein widersacher fünckelt mit seinen augen auff mich"

(Hiob 16, vs 9 in D. Martin Luther, 1545)

KÁROLYI hat zuerst 1901 die "übergrosse Contraction der Masseteren" als das ursächliche Moment der "Pyorrhoea alveolaris" erkannt und beschrieben (KÁROLYI 1901, 1902, 1906 a, 1906 b).

---

* Originaltext:

αἴγλη δ' οὐρανὸν ἷκε, γέλασσε δὲ πᾶσα περὶ χθὼν
χαλκοῦ ὑπὸ στεροπῆς· ὑπὸ δὲ κτύπος ὦρνυτο ποσσὶν
ἀνδρῶν· ἐν δὲ μέσοισι κορύσσετο δῖος Ἀχιλλεύς.
τοῦ καὶ ὀδόντων μὲν καναχὴ πέλε, τὼ δέ οἱ ὄσσε
λαμπέσθην ὡς εἴ τε πυρὸς σέλας, ἐν δέ οἱ ἦτορ
δῦν' ἄχος ἄτλητον·

(HOMERI Ilias ed. G.DINDORF 1907)

MÜLLER (1923) unterschied zwischen tonischen (vertikalen) Kaumuskelkrämpfen, dem Zusammenpressen der Zähne in normaler oder nicht normaler Okklusion einerseits und dem klonischen Kaumuskelkrampf in vertikaler (Zähneklappern) oder horizontaler Richtung (Knirschen) andererseits.

Auch orale Preß- und Saugphänomene, Lippen- und Zungendruck, andere abnorme Angewohnheiten, sowie berufliche Traumen auf das Parodontium werden zu den Parafunktionen gerechnet (FRÖHLICH 1966; MÜHLEMANN et al. 1975, S.32).

In der angloamerikanischen Literatur wird synonym nicht nur der Begriff "Bruxismus" verwendet, sondern gelegentlich auch noch die auf MARIE und PIETKIEWICZ (1907) zurückgehende Bezeichnung "Bruxomanie" für das im Wachzustand ausgeübte Pressen und Knirschen.

1.2 Folgen der Parafunktionen

Folgen der Parafunktionen können sein:
- entzündliche und nicht entzündliche Zahnbetterkrankungen (KÁROLYI 1901 ff; MÜLLER 1923; DRUM 1946, 1948, 1949, 1950, 1960; ORBAN 1963, S. 56, 369 ff; MÜHLEMANN 1975, S. 10),
- Kiefergelenkserkrankungen und Myoarthropathien (SCHULTE 1967, 1970, 1972 b).

FRÖHLICH (1966) hat bei 264 von 465 Patienten mit Zahnbetterkrankungen Parafunktionen nachgewiesen.

1.3 Ätiologie der Parafunktionen

FRÖHLICH (1966) unterscheidet, z.T. in Anlehnung an DRUM (1960), folgende Kausalfaktoren der Parafunktionen:
- periphere, sensible und tiefensensorische Ursachen (vorzeitige Kontakte, Artikulationsstörungen, lokalentzündliche Prozesse am Zahnfleischrand),
- psychische Ursachen,

- professionelle und streßbedingte Parafunktionen (Schwerarbeiter, Autofahrer, üble Angewohnheiten mancher Berufe etc.),
- endogene Ursachen (latente Tetanie, Epilepsie, langfristige Schmerzzustände).

Die Ursachen werden zwar von den Autoren verschieden gewichtet, aber dennoch sind periphere und psychische Ursachen allgemein als die wichtigsten Kausalfaktoren anerkannt (KÁROLYI 1901; TAUCHERT 1954; NADLER 1957; RAMFJORD 1961; ORBAN 1963, S. 383; FRÖHLICH 1966; SCHULTE 1970, 1972 a; SOLBERG 1972 b; SCHÄRER 1974; MÜHLEMANN et al. 1975, S. 25 ff). Parafunktionen werden sowohl tagsüber als auch nachts und vorwiegend unbewußt ausgeübt (GUTENSOHN 1937; DRUM 1946, 1948, 1949, 1950, 1960; TAUCHERT 1954; NADLER 1957; RAMFJORD 1961; ESCHLER 1961; FRÖHLICH 1966; SCHULTE 1966; RAMFJORD und ASH 1968; SCHÄRER 1974).

Alle Ursachen stören an irgendeiner Stelle die neuroreflektorische Steuerung des Kauapparates. KAWAMURA (1961) konnte im Tierversuch durch hochfrequente elektrische Stimulation des umschriebenen kortikalen motorischen Zentrums der Kaumuskulatur Knirschen experimentell erzeugen und so zeigen, daß eine abnorme Erregung zerebraler Zellen in einigen Teilen des Rindenzentrums der Kaumuskulatur eine wichtige Rolle bei der Entstehung des Knirschens spielt.

Eine Reihe von Autoren haben die während der Nacht ausgeübten Parafunktionen registriert und untersucht (BOBER 1955; ESCHLER 1955, 1961; KRAFT 1959/60, 1963 a; SOLBERG 1975).

KRAFT (1959/60, 1963 a) fand mit elektromyographischen Untersuchungsmethoden, daß während einer Schlafzeit von etwa 8 Stunden bei 147 von 167 willkürlich ausgewählten Versuchspersonen Kaumuskelaktionen auftraten, und zwar reichte die Zahl von wenigen Aktionen über eine mittlere Gruppe von 15-30 bis zu 259 Aktionen. Registriert wurden Muskelaktionen oberhalb einer gewissen Mindeststärke.

Klonisch-horizontale Aktionen (Knirschen) traten in gleicher Häufigkeit auf wie vorwiegend tonisch vertikales Pressen. Die Dauer lag bei mehr als der Hälfte der registrierten Aktionen unter 1 Sek., und nur ca. 11 % der Aktionen dauerten länger als 2,5 Sek.

ESCHLER (1955) registrierte an 22 als Knirscher oder Presser bekannten Patienten während des Nachtschlafes durchschnittliche "Preßaktionsströme" von 3 Min. pro Std. Schlafzeit bei durchschnittlich 28 Einzelaktionen/Std. Die Preßaktionen hielten selten länger als 5 Sek. an.

Genaue Untersuchungen über tagsüber ausgeübte Parafunktionen an einem ausgewählten Patientengut von Knirschern und Pressern liegen noch nicht vor.

1.4 Diagnose der Parafunktionen

Bei Myoarthropathien (SCHULTE 1966) sowie bei marginalen und profunden Parodontopathien (KÁROLYI 1901 ff; DRUM 1949, 1950, 1960) liegt der Verdacht nahe, daß Parafunktionen ausgeübt werden, kann aber häufig nicht objektiviert werden.

Verschiedene klinische Zeichen sind als weitere Indizien beschrieben worden, so vor allem Abrasionen (DRUM 1949, 1950, 1960; ESCHLER 1955; RAMFJORD 1961), Schliffacetten an den Zähnen (KÁROLYI 1906; DRUM 1950, 1960; TAUCHERT 1954; ESCHLER 1961; ORBAN 1963, S. 384; FRÖHLICH 1966; SCHULTE 1970; SCHÄRER 1974), Taubheitsgefühl in der Gingiva, STILLMANN Clefts und McCALLSCHE Girlanden (FRÖHLICH 1966), ein Ermüdungsgefühl in der Kaumuskulatur (RAMFJORD 1961; ESCHLER 1961; ORBAN 1963, S. 384; FRÖHLICH 1966; SCHÄRER 1974), elektromyographisch, myotonographisch oder palpatorisch nachgewiesener gesteigerter Tonus der Kaumuskulatur (ESCHLER 1955, 1961; RAMFJORD 1961; KRAFT 1963; SCHULTE 1967; GRIFFIN und MUNRO 1971; SCHÄRER 1974), kompensatorische Hypertrophie der Kaumuskulatur (TAUCHERT 1954; RAMFJORD 1961; SCHÄRER 1974) und schließlich hörbare Geräusche (RAMFJORD 1961; FRÖHLICH 1966; SCHÄRER 1974).

Bei leichten Formen des Pressens muß sich die Diagnose allein auf die Beobachtung des Patienten stützen, da die vorgenannten Symptome fehlen können (FRÖHLICH 1966).

Die Diagnose der Parafunktionen zu sichern bereitet erhebliche Schwierigkeiten,weil der Vorgang unbewußt abläuft (DRUM 1949, 1950, 1960; TAUCHERT 1954; RAMFJORD 1961; ORBAN 1963, S. 384; FRÖHLICH 1966; SCHULTE 1966). In der Regel hat der Patient nur dann Kenntnis von seiner Angewohnheit, wenn das Knirschgeräusch nachts so stark ist, daß andere Personen gestört werden (DRUM 1950; ORBAN 1963, S. 384). DRUM sah die Diagnose erst als gesichert an, wenn der Patient selbst seine Angewohnheit bestätigt hatte. Dies dauerte "manchmal Monate, ja sogar Jahre" (DRUM 1949).

1.5 Therapie der Parafunktionen

Die Therapie der Parafunktionen richtet sich selbstverständlich nach den ätiologischen Faktoren. Endogen bedingte Parafunktionen verschwinden von selbst, wenn die auslösende Allgemeinerkrankung erfolgreich behandelt wird (DRUM 1960).

Periphere Ursachen wie vorzeitige Kontakte, Artikulationsstörungen etc. müssen durch entsprechende Maßnahmen ausgeschaltet werden. KÁROLYI gibt bereits 1901 in seinen "Beobachtungen über Pyorrhoea alveolaris" eine "Einschleiftherapie" an, die im vollständigen Abschleifen der Höcker des ersten Molaren besteht.

BOBER (1955) hat nächtliches Zähneknirschen bei 2000 Patienten mit guten und 2000 Patienten mit schlechten Artikulationsverhältnissen untersucht und letztere nach Sanierung der Artikulation erneut beobachtet. Der Prozentsatz der Knirscher war vor der Sanierung bei Männern 3 mal, bei Frauen 6 mal so hoch wie in der Kontrollgruppe und reduzierte sich nach der Sanierung bei Männern etwa auf den Wert der Kontrollgruppe, bei Frauen auf den doppelten Wert.

Neben der okklusalen Adjustierung (RAMFJORD 1961; ORBAN 1963, S. 364 ff, 384; RAMFJORD und ASH 1968, S. 209 ff; SCHUYLER, JANKELSON, zit. nach SCHÄRER 1974; MÜHLEMANN et al. 1975, S. 102) wird zur Ausschaltung peripherer Ursachen die Eingliederung von Aufbißplatten oder Schienen empfohlen. Auch diese Therapie wurde von KÁROLYI (1901, 1906) erstmals beschrieben. Er verwendete Molaren-Aufbißkappen aus Gold und Kautschuk-Schienen zur Bißhebung. Viele Typen von Aufbißschienen sind seither entwickelt worden (ORBAN 1963, S. 384, 404; DRUM 1966; SCHÄRER 1974), sie dienen dazu, Parafunktionen auszuschalten oder wenigstens ihre traumatische Wirkung zu verringern (DRUM 1966).

Im Rahmen einer systematischen Therapie ist es erforderlich, neuro-muskuläre Fehlfunktionen zu erkennen und zu beseitigen. Dies kann im vollbezahnten Gebiß oder bei Erhalt der Stützzonen durch Platten mit punktförmigem oder kleinflächigem Aufbiß erreicht werden, wie sie IMMENKAMP (1966) oder SCHULTE(1966, 1967) angegeben haben. Eine solche Platte (Interceptor) verhindert, daß der Unterkiefer in zentrale Okklusionsstellung geht, ohne den Biß über die Ruheschwebe hinaus zu sperren. Dadurch kommen reflektorische, kräftige Kontraktionen der Kaumuskulatur nicht mehr zustande.

SCHULTE (1970, 1972 a) geht in seinem diagnostischen und physiotherapeutischen Programm bei der funktionellen Behandlung der Myoarthropathien nach einem Stufenplan vor (exspectative Therapie). Die erste Stufe beginnt mit einer Aufklärung des Patienten, grobem Einschleifen der Kauflächen, Anleitung zur Selbstbeobachtung, Durchführung gezielter Übungen zur Lockerung verspannter Muskeln und mit isometrischen Spannungsübungen der Antagonisten hypervalenter Muskeln.

Bei Erfolglosigkeit setzt nach 8-10 Tagen die zweite Stufe mit zusätzlichen Maßnahmen ein, nämlich der Eingliederung eines Interceptors, dem Eingehen auf psychosomatische Faktoren und ggf. in einer psycholytischen Medikation.

Nach wiederum 8-10 Tagen ohne Besserung erfolgen in der dritten Stufe, je nach Ort des Haupt-Schmerzes, intramuskuläre Infiltrationsanaesthesie oder intraartikuläre Injektion von fluoridiertem Hydrocortison.

In der vierten Stufe wird Psychotherapie oder operatives Vorgehen erwogen.

Mit den Maßnahmen der ersten Stufe allein konnte 80 % der Patienten geholfen werden.

Von besonderer Bedeutung für Diagnose und Therapie der Parafunktionen mit vorwiegend psychischen und professionellen Ursachen ist es, den Patienten zur aktiven Mitarbeit zu motivieren und ihm seine Angewohnheit bewußt zu machen, damit zunächst überhaupt erkannt wird, welche Parafunktionen er ausübt. Durch ständige Erinnerung kann ihm dann geholfen werden, diese Parafunktionen abzustellen und seine neuromuskuläre Fehlprogrammierung dauerhaft zu korrigieren.

Bisher wird dies im Rahmen der Selbstbeobachtung (SCHULTE 1972 a) mit einer Erinnerungsmarke versucht, die z.B. am Arbeitsplatz aufgestellt wird und stets an die Entspannung der Muskulatur erinnern soll. "Der Reflexmechanismus wird damit in einfacher Weise bei vielen professionellen Parafunktionen unterbrochen" (FRÖHLICH 1966).

Von größerer Effizienz ist aber eine Methode, die allgemein zur Bewußtmachung unbewußt ablaufender biologischer Körperfunktionen verwendet wird, um so eine Kontrolle über diese Funktionen zu erlangen, das Biofeedback-Training.

1.6 Biofeedback

Der Begriff "Feedback" stammt aus der Kybernetik, die nach ihrem Begründer N.WIENER eine Theorie der "Kontrolle und Kommunikation in Organismen und Maschinen" darstellt, und bedeutet Rückmeldung (STÖSSEL 1976, S. 75), genauer "eine Methode zur Kontrolle eines Systems, die darin besteht, daß ihm die Resultate seiner vorhergegangenen Leistung zurückgemeldet werden" (WIENER, zit.n. KARLINS 1973, S. 14; u. zit.n. BIRK 1973, S. 3). Dieser Vorgang ist allgemein bekannt. Jedes Kind lernt die Koordination von Hand und Auge auf diese Weise (BIRK 1973, S. 3; LEGEWIE 1975, S. 3).

Werden nun durch eine geeignete Apparatur biologische Funktionen registriert und an äußere Sinnesorgane zurückgemeldet, spricht man von Biofeedback (BROWN 1975, S. VI; STÖSSEL 1976).

1.7 Biofeedback-Arten

Verschiedene Biosignale lassen sich zur Auslösung des Feedback verwenden. Signalparameter sind dabei z.B. Amplitude und Frequenz. Man unterscheidet:

a) elektrische Biosignale
   - Elektrische Herzaktivität
   - Elektrische Gehirnaktivität
   - Muskelaktionspotentiale
   - Hautwiderstand

b) nichtelektrische Biosignale, die durch geeignete Meßfühler in elektrische Signale umgewandelt werden
   - Blutdruck
   - Sprechaktivität
   - Atemvolumen
   - Temperatur
   - pH

Diese Signale werden auf verschiedene Weise weiterverarbeitet:

a) analog
   Die kontinuierliche Änderung eines Meßwertes wird angegeben.

b) digital
   Angegeben wird diskret, ob der Meßwert über oder unter einem eingestellten Sollwert liegt.

Zur Rückmeldung ist es notwendig, daß die Ausgangssignale den äußeren Sinnesorganen angepaßt werden. Nach den Sinnesmodalitäten ergeben sich verschiedene Möglichkeiten:

a) akustische Signale
b) optische Signale
c) taktile Signale
d) Schmerzreize
(e) elektrische Reizung im Zentralnervensystem)

(Kap. 1.7: Einteilung nach LEGEWIE 1975, S. 71 ff; STÖSSEL 1976).

Aus der Kombination der genannten Möglichkeiten für die Variablen Biosignal-Verarbeitung-Ausgangssignale ergibt sich eine große Vielfalt experimenteller und therapeutischer Biofeedback-Systeme, von denen hier nur einige wenige nach ihrem Wirkungsort aufgezählt seien (weiterführende Lit. s. BROWN 1975).

1.7.1 Zentrales Nervensystem

Insbesondere die Hoffnung, durch willentliche Kontrolle der Gehirnwellen Bewußtseinszustände zu erreichen, die sonst nur nach langer Meditation oder Drogen erzielbar sind, hat vor allem in den USA für große Popularität dieses Biofeedback-Zweiges gesorgt und eine nachfolgende Flut von jedermann zugänglichen Geräten und Trainingskursen ausgelöst (KARLINS 1973, S. 65; LEGEWIE 1975, S. 111, 112, 258).

Das "EEG-Biofeedback" wird heute kritischer beurteilt (PEPER und MULHOLLAND 1975). Therapeutische Erprobung findet es bei Schlafstörungen (BUDZYNSKI 1973) und epileptischen Anfällen (STERMAN 1973).

1.7.2 Vegetatives System

MILLER et al. (1975) haben in vielen Versuchen an Ratten gezeigt, daß Herzfrequenz, Blutdruck, vasomotorische Reaktionen in der Peripherie, Menge der Urinausscheidung durch die Niere, Ausmaß der Speichelsekretion und der Darmkontraktion durch Feedback verändert werden konnten. Dabei wurde vorwiegend die direkte elektrische Reizung in Belohnungszentren des Gehirns als Feedback-Signal gewählt.

BENSON et al. (1975) konnten unter Laborbedingungen eine Abnahme des systolischen Blutdrucks bei 5 von 7 Patienten mit essentieller Hypertonie um 16-34 mm Hg durch digitales optisches und akustisches Feedback erreichen.

1.7.3 Motorisches System

Einer der ersten erfolgreichen therapeutischen Versuche (LEGEWIE 1975, S. 97) war die Anwendung von "EMG-Feedback" bei Spannungskopfschmerzen (BUDZYNSKI et al. 1973, 1975) nach einem von BUDZYNSKI und STOYVA (1969) angegebenen System. Bei diesen Patienten wurde analoges akustisches Feedback angewandt, das der Muskelaktivität des M. frontalis proportional war. Sie konnten so lernen, diesen Muskel willkürlich zu entspannen, was zu einer Abnahme der Kopfschmerzen führte.

Analoges optisches und akustisches Feedback setzten BUDZYNSKI und STOYVA (1975) bei der Therapie unspezifischer und spezifischer Angstzustände ein. Auch hier wurde die elektrische Aktivität des M. frontalis als Eingangssignal verwendet.

1.8 Biofeedback zur Therapie der Parafunktionen (Bruxismus)

BUDZYNSKI und STOYVA (1973) verwendeten ihr Gerät auch dazu, eine willkürliche Entspannung des M. masseter zu erreichen.

Die erste Versuchsgruppe erhielt ein analoges akustisches Signal (Tonhöhe proportional zur Aktivität des M. masseter), die zweite ein digitales optisches Signal (Rotes Licht, wenn EMG-Aktivität oberhalb eines eingestellten Sollwertes), eine Kontrollgruppe erhielt kein Feedback-Signal, eine zweite einen kontinuierlichen niederfrequenten Dauerton.

Jede Gruppe bestand aus 20 Versuchspersonen. Mit jeder Versuchsperson wurde eine 20-minütige Sitzung in halbabgedunkeltem Raum durchgeführt. Es zeigte sich, daß beide Gruppen, die Biofeedback erhielten, ihre Masseteraktivität signifikant vermindern konnten. Die Anwendung bei Patienten mit Bruxismus wird diskutiert.

GESSEL (1975) hat das gleiche Verfahren bei 23 Patienten (mit "myofascial pain-dysfunction") erprobt und erreichte nach 6 Sitzungen à 30 Min., daß die Patienten ihre Symptome unter Kontrolle bekamen.

Allen bisher beschriebenen Biofeedback-Methoden haftet der Nachteil an, daß sie infolge der Größe und Konstruktion der Geräte an das Labor gebunden sind und so die Generalisation des Trainingserfolges auf Alltags- und Streßsituationen nicht ohne weiteres zulassen, insbesondere wegen der Abhängigkeit der meisten Symptome von den konkreten Lebensbedingungen des Patienten.

Die Entwicklung miniaturisierter tragbarer Feedback-Geräte eröffnet für die Zukunft größere Möglichkeiten zum Training unter Alltagsbedingungen (LEGEWIE 1975, S. 110).

Erste Schritte in dieser Richtung haben SOLBERG und RUGH (1972 a) unternommen. Sie entwickelten "eine tragbare Muskel-Biofeedback-Einheit, die einen hörbaren Warnton aussendet wenn der Patient knirscht oder preßt".

SOLBERG und RUGH (1973) haben 25 Patienten mit Kiefergelenksbeschwerden dieses Gerät 2-18 Tage lang tragen lassen und festgestellt, daß Diagnose und Behandlung durch das Gerät erleichtert werden. Die Beschwerden der Patienten nahmen während der Tragezeit merklich ab.

Genauere Angaben zur Konstruktion und Funktionssicherheit macht SOLBERG nicht. Drei Elektroden werden zur Abnahme der EMG-Aktivität benötigt, außerdem ein Ohrhörer wie ihn Stenotypistinnen tragen zur Übertragung des Ausgangssignals.

DOWDELL et al. (1976) haben eine Biofeedback-Einheit vorgestellt, die an schlafenden Patienten benutzt wird und die Aufzeichnung der elektromyographisch registrierten Kaumuskelaktionen mit einem Cassettenrecorder sowie wahlweise die gleichzeitige Aussendung eines analogen Warnsignals erlaubt. Die Cassetten werden mit Oszillograph und Zähler weiter analysiert.

Die elektrische Schaltung wird genau beschrieben. Fünf integrierte Schaltkreise und zwei Transistoren werden benötigt. Angaben über die Größe des Aufbaus machen die Autoren nicht. Auf Grund des Schaltbildes erscheint jedoch eine weitgehende Miniaturisierung ausgeschlossen, die bei der Anwendung an schlafenden Patienten auch nicht unbedingt notwendig ist.

Angaben über die Behandlung von Patienten werden in Aussicht gestellt.

2. AUFGABESTELLUNG

Zum Einsatz bei Diagnose und Therapie der Parafunktionen soll eine miniaturisierte Biofeedback-Einheit konstruiert und gebaut werden, die ein hörbares Signal aussendet, wenn der Patient knirscht oder preßt.

Zur Auslösung des Biofeedback-Signals sollen Muskelaktionspotentiale der Kaumuskulatur verwendet werden.

Die Konstruktion des Gerätes soll störungsfreien Betrieb und möglichst unauffällige und bequeme Trageweise ermöglichen.

3. MATERIAL UND METHODE

3.1 Vorversuche

Wir zeichneten zunächst mit einem Elektromyographen (Physiopolygraph Varioskript 442 der Fa. Schwarzer, München, mit Einschüben EW 561) die muskelelektrischen Aktivitäten des M. masseter beim Sprechen, Schlucken, Lachen und Zusammenpressen der Zähne auf(Abb. 1).

Beim Pressen entstehen Wechselspannungen von maximal etwa 1,5 mV_{ss}. Eine solche Spitzenspannung wird bei normalen Aktionen, vom Kauen abgesehen, nicht erreicht.

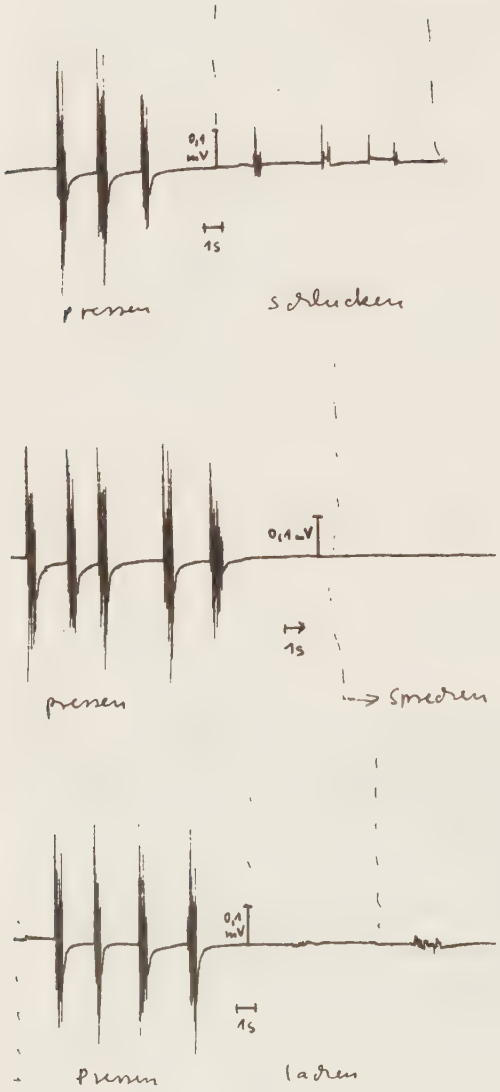


Abb. 1:
Original-EMG-Schrieb (abgenommen mit Oberflächenelektroden, Zeitvorschub n. re.) der elektrischen Aktivität des M. masseter beim Zusammenpressen der Zähne im Unterschied zu Aktivitäten, die beim Schlucken, Sprechen und Lachen auftreten.

Die mit Oberflächenelektroden abgenommenen Aktionspotentiale sind Summenpotentiale aus vielen motorischen Einheiten (KEIDEL 1973, S. 299). "Es ergibt sich somit das Bild des Interferenzmusters" (ASSMUS 1972). Zwischen den Elektroden wird also die Gesamtaktivität des Muskels registriert (STRUPPLER und RUPRECHT 1971).

Durch Belasten mit einem regelbaren Widerstand von 10 MOhm (Abb. 2) stellten wir fest, daß das Signal bis etwa 1 MOhm belastbar ist.

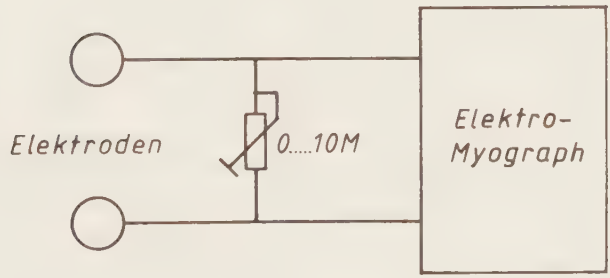


Abb. 2: Belasten des Eingangssignals mit einem regelbaren Widerstand von 10 MOhm.

3.2 Direkte Verstärkung der muskelelektrischen Aktivität

Da die Frequenzen der an der Haut über der kontrahierten Kaumuskulatur mit Oberflächenelektroden abnehmbaren Wechselspannungen im hörbaren Frequenzbereich liegen, versuchten wir, sie direkt für ein akustisches Signal zu verwerten.

Bei durch Parafunktionen hervorgerufener Muskelaktivität, also bei maximaler Kontraktion, soll das akustische Ausgangssignal im Sinne eines digitalen Biofeedback ertönen. Die Verstärkung braucht deshalb nicht linear zu sein; ein verzerrtes Ausgangssignal ist ausreichend, da nur ein Ja-/Nein-Signal für Parafunktionen gefordert ist.

Zu diesem Zweck benutzten wir

a) eine uns von der Fa. Bourns*, Stuttgart, vorgeschlagene Schaltung mit einem integrierten NF-Verstärker TAA 111**
b) einen modifizierten Verstärker aus einer Hörbrille der Fa. Siemens.

Dieser Weg läßt sich für beide Fälle durch das Blockschaltbild nach Abb. 3 beschreiben.

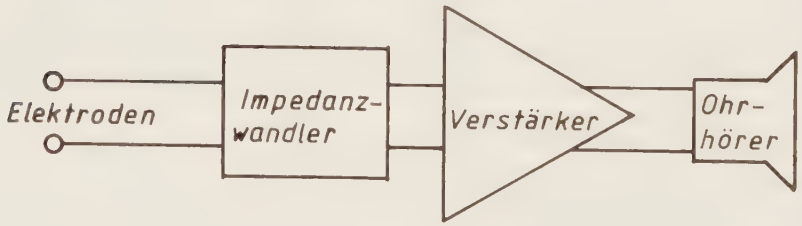


Abb. 3: Blockschaltbild für das Prinzip der direkten Verstärkung. Die mit den Elektroden abgenommenen Potentiale werden über einen Impedanzwandler (s.S. 17) angepaßt auf einen Verstärker gegeben und sind im Ohrhörer hörbar.

* Herrn J.Metzger sei an dieser Stelle für seine freundliche Unterstützung herzlich gedankt.

**Eine integrierte Schaltung (IC)enthält in einem Gehäuse ein etwa ein Quadratmillimeter großes Siliziumplättchen (Chip), in dem Transistorsysteme, Widerstände und Kapazitäten erzeugt und zusammengeschaltet sind. So können äußerst komplizierte Schaltungen auf engstem Raum untergebracht werden (LIMANN 1975, S. 99-104). Hier handelt es sich um einen dreistufigen Niederfrequenz-Verstärker.

3.2.1 Verstärkung mit einem integrierten Schaltkreis TAA 111

In der Schaltung nach Abb. 4 wird für den Impedanzwandler* ein Feldeffekttransistor (FET)** BF 245A verwendet. Die Verstärkung um den Faktor 2000 (nach Angabe d. Fa. Bourns) erfolgt durch einen dreistufigen integrierten NF-Verstärker TAA 111.

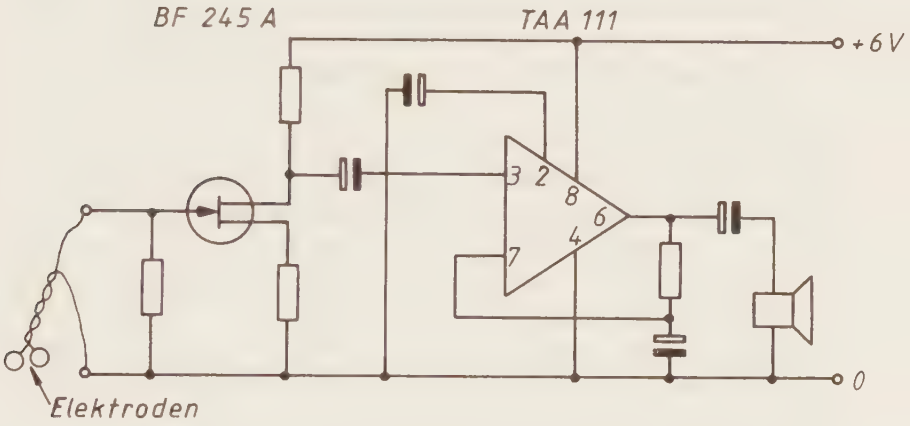


Abb. 4: Prinzipschaltung der Verstärkung mit dem integrierten Schaltkreis TAA 111. Erläuterungen im Text.

---

* Ein Impedanzwandler paßt die nachfolgende niederohmige Stufe an eine wenig belastbare Signalquelle an und hat daher einen hochohmigen Eingangswiderstand und einen niederohmigen Ausgang. Die Spannungsverstärkung ist 1, die Stromverstärkung ist groß. Die Schaltung entspricht dem Emitterverstärker beim Transistor (LIMANN 1975, S. 130).

**Der Feldeffekttransistor (FET) ist ein Halbleiterbauelement, das ähnlich wie eine Röhre mit elektrischen Feldern gesteuert wird, nämlich durch wechselnde Ladungen an einer Sperrschichtkapazität oder einer Isolierschichtkapazität. In der Steuerstrecke fließt daher nur ein äußerst geringer Strom und der Eingangswiderstand ist sehr hochohmig (LIMANN 1975, S. 86).

Wir bauten die Schaltung auf einer Versuchs-Platine auf und verwendeten als Batterie die Type Varta 434/6V, als Ohrhörer einen Sennheiser Kleinhörer HM35 mit einer Impedanz* von 5 kOhm und als Elektroden Silber/Nylon-Klebeelektroden der Fa. Schwarzer.

3.2.1.1 Eigenversuch

Die Elektroden wurden am M. masseter oder M. brachioradialis (radiale Seite des Unterarms) angelegt. Die Verwendung des M. brachioradialis erschien uns geeignet, weil wir so relativ bequem im Eigenversuch Messungen an der Schaltung vornehmen konnten.

Bei Muskelkontraktionen war nun aus dem Ohrhörer ein leises Rauschen zu vernehmen. Andere Versuchspersonen konnten jedoch z.T. keinen Unterschied zwischen dem Grundrauschen der Schaltung und dem "Signalrauschen" feststellen, da die Unterschiedsschwelle zu gering war.

Verschiedene Dimensionierungs- und Schaltungsänderungen schafften keine Abhilfe.

Das grundsätzliche Problem ist, daß das auf diesem Weg erzielte Ausgangssignal Rauschcharakter hat und zu wenig auffällig ist.

---

* Die Impedanz ist der Wechselstromwiderstand, d.h. die Summe aus ohmschem Widerstand und kapazitivem bzw. induktivem Widerstand.

3.2.2 Verstärkung mit einer modifizierten Hörbrille

Die Fa. Siemens verwendet in ihrer Hörbrille H-15-K ein Elektretmikrofon* der Fa. Knowles, das einen in Dickschichttechnik (s.S. 68) aufgebauten FET-Impedanzwandler enthält.

Von der Fa. Siemens wurde uns freundlicherweise ein solches gekapseltes Mikrofon abgeändert, nämlich geöffnet und nach dem Herausführen der sonst nicht zugänglichen Gate-Zuleitung des Feldeffekttransistors wieder vergossen. So konnten wir an diesen Anschluß eine Elektrode anlöten. Die zweite Elektrode lag an Masse. Als Verstärker wurde der normalerweise in der Hörbrille enthaltene mit vier Transistoren diskret aufgebaute Verstärker benutzt. Ebenso verwendeten wir den eingebauten Ohrhörer. Auch dieser Aufbau folgt also dem in Abb. 3 angegebenen Blockschaltbild.

3.2.2.1 Eigenversuch

Die Elektroden wurden am M. masseter oder am M. brachioradialis angelegt. Bei Muskelkontraktion ertönte aus dem Ohrhörer ein Rauschen, das bei Einstellung maximaler Lautstärke deutlich vernehmbar war, aber unseren Erwartungen bezüglich der Auffälligkeit der Signale nicht entsprach.

3.3 Steuerung eines sinusförmigen Signals durch Muskelaktionspotentiale

Es bot sich jedoch noch ein gänzlich anderer Weg an, nämlich die Erzeugung eines auffälligen, sinusförmigen Signals mit ausreichender Amplitude, das mit Hilfe der an der Hautoberfläche bei Kontraktion der Kaumuskulatur auftretenden

---

* Ein Elektretmikrofon ist ein spezielles Kondensatormikrofon in NF-Schaltung. Die Mikrofonkapsel stellt eine Kapazität dar, die ihren Wert mit dem auftreffenden Schall ändert. Die Polarisationsspannung für die Kapazität muß nicht von außen angelegt werden, sondern die elektrischen Ladungsträger sind, analog zum Permanentmagnetismus, auf einer hochpolymeren Kunststoffolie, dem Elektret, "eingefroren" (SENNHEISER 1977).

Potentialänderungen eingeschaltet wird. Dieses Prinzip läßt sich durch das Blockschaltbild Abb. 5 beschreiben.

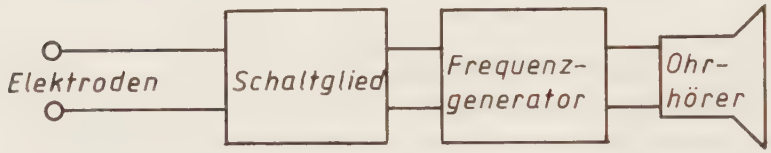


Abb. 5: Prinzip der Ein-/Aus-Schaltung eines Frequenzgenerators. Das von einem Frequenzgenerator erzeugte sinusförmige Signal wird vom Schaltglied eingeschaltet, wenn genügend hohe Potentialänderungen an den Elektroden auftreten, d.h. bei Kontraktion der Kaumuskulatur.

Die nach dem von uns angegebenen Prinzip arbeitende Schaltung wurde vom Fraunhofer-Institut für Informationsverarbeitung in Technik und Biologie (IITB) entworfen.*

3.3.1 Beschreibung der Schaltung

Das Blockschaltbild in Abb. 6 zeigt zunächst die Funktion der einzelnen Stufen. Das von den Elektroden abgenommene Eingangssignal wird zur Anpassung auf einen Impedanzwandler gegeben. Das Bandfilter dient der Störsignalunterdrückung. Wenn die eingestellte Potentialhöhe überschritten wird, schaltet ein Schwellwertschalter den Oszillator ein, der das Ausgangssignal an den Ohrhörer abgibt.

---

* Herrn Dipl.-Ing. Lippert sei an dieser Stelle für seine freundliche Unterstützung herzlich gedankt.

Abb. 6: Das Blockschaltbild zeigt die Funktion der Stufen der vom IITB entworfenen, nach dem Prinzip der Abb. 5 arbeitenden Schaltung.

Die vollständige Schaltung ist in der Abb. 7 wiedergegeben. Der Feldeffekttransistor (FET) am Eingang ist als Impedanzwandler geschaltet, d.h. er ermöglicht durch Stromverstärkung die Weiterverarbeitung des nur bis 1 MOhm belastbaren Eingangssignals.

Der nachgeschaltete integrierte Schaltkreis SFC 2776 wirkt als Bandfilter, denn durch das Widerstand-Kondensator-Netzwerk in der Rückkopplung (von 6 nach 2) werden nur bestimmte Frequenzen optimal verstärkt. Das Bandfilter arbeitet im Frequenzbereich von 400 Hz mit maximaler Verstärkung (nach Angaben des IITB).

Mit dem nachfolgenden Spannungsteiler wird der Eingang 14 des IC CD 4046 AE, eines COS/MOS-Bausteins, der in dieser Schaltung nur als spannungsgesteuerter Oszillator (VCO) verwendet wird, auf ein Potential eingestellt, das gerade noch nicht zum Ansprechen führt.

Treten zwischen den Elektroden Potentialänderungen auf, dann werden sie durch das aktive Bandfilter verstärkt und bewirken am Eingang 14 des CD 4046 AE eine Potentialerhöhung, die zum Einsetzen des Oszillatorsignals führt, das vom Ausgang 4 über einen Kondensator auf den Ohrhörer gegeben wird.

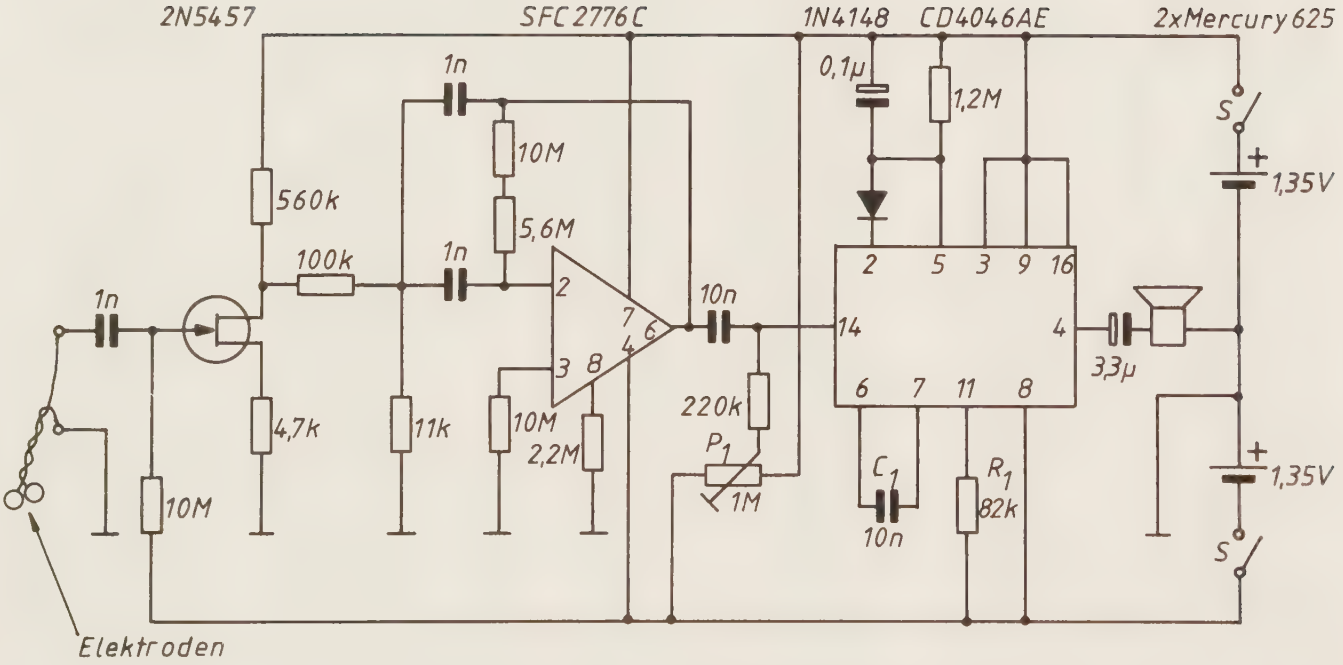


Abb. 7: Schaltbild der vom IITB entworfenen, nach dem Prinzip der Abb. 6 arbeitenden Schaltung. Erläuterungen im Text.

Die Frequenz des Oszillators ist durch C_1 und R_1 nach

$$f = \frac{0,5}{R_1 \times C_1}$$

bestimmt. Eine Messung ergab bei uns etwa 4000 Hz (C_1 = 10 nF, R_1 = 82 kOhm).

3.3.2 Das Verzögerungsglied

Das Signal setzt mit einer geringen Zeitverzögerung von etwa 0,2 Sek. zum Eingangssignal ein, deren Dauer von der Dimensionierung des Kondensators abhängt, der am Inhibit-Eingang 5 des CD 4046 liegt. Ein Signal an 14 schaltet am Phase Comparator-Ausgang (2) von logisch 1 auf logisch 0 (Digitaltechnik) um. Der Kondensator bewirkt, indem er negative Ladung speichert, daß das Ausgangssignal von 2 zeitverzögert an den Inhibit-Eingang 5 des VCO weitergegeben wird. Erst, wenn das Potential am Eingang 5 des VCO auf logisch 0 erniedrigt ist, wird das Ausgangssignal eingeschaltet.

3.3.3 Aufbau

Die angegebene Schaltung war auf einer Platine von der Größe 32 x 114 mm aufgebaut (Abb. 8), als Elektroden verwendeten wir Silber/Nylon-Klebeelektroden, als Batterien den Typ Mercury 625. An den Ausgang war ein Ohrhörer HM 35 von Sennheiser (Impedanz 5 kOhm) angeschlossen.

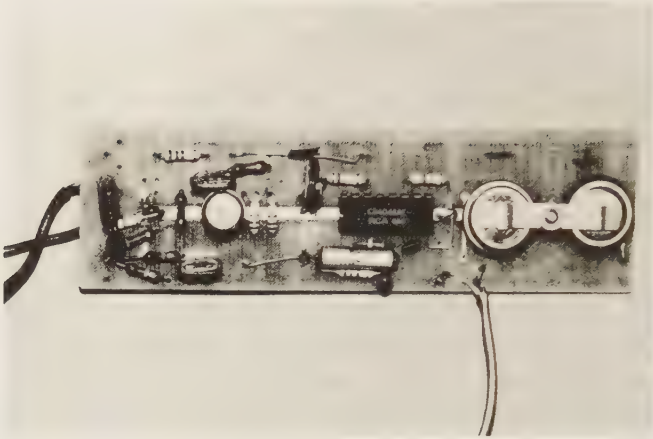


Abb. 8: Der Versuchsaufbau der vom IITB entworfenen, nach dem Prinzip Abb. 5 arbeitenden Schaltung.

3.3.4 Eigenversuch

Nach dem Anlegen der Elektroden am M. masseter, M. temporalis oder M. brachioradialis und Einstellen der Schwelle am Potentiometer P_2 so, daß gerade noch kein Ton zu hören war, konnte durch Muskelkontraktion der Ton ausgelöst werden. Es zeigte sich jedoch, daß die Schwelle sehr schwierig einzustellen war. Wir änderten daher den bisher aus einem regelbaren Widerstand 1 MOhm bestehenden Spannungsteiler in zwei Festwiderstände (R_1 und R_2) und ein Potentiometer (P_2) von 100 kOhm so, daß gilt:

$$R_1 + P_2 + R_2 = 1 \text{ MOhm}$$

Wir stellten aber fest, daß der Aufbau sehr empfindlich auf elektromagnetische Störfelder reagierte. Selbst das vom Tisch Aufnehmen oder Hinlegen der Platine führte zur Signalabgabe. Störungen traten vor allem dann auf, wenn man sich z.B. mit der Hand dem Bandfilter auf der Platine näherte. Verschiedene Änderungen in der Dimensionierung schafften keine Abhilfe.

3.4 Eigene Modifikation

Zur Beseitigung der Störanfälligkeit erschien uns daher eine grundlegende Modifikation der Schaltung nötig. Die FET- und IC-Typen behielten wir bei weil sie für die Spannungsversorgung mit nur 2,7 V (2 x 1,35 V) gerade noch geeignet sind und nur geringen Stromverbrauch haben. Die modifizierte Schaltung arbeitet nach dem Blockschaltbild Abb. 9.

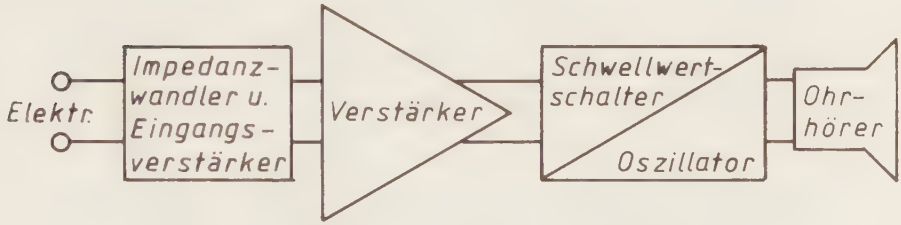


Abb. 9: Blockschaltbild der von uns modifizierten Schaltung. Bereits in der Eingangsstufe erfolgt hier neben der Impedanzwandlung eine Verstärkung. Der nachfolgende IC ist als Verstärker geschaltet. Die dritte Stufe besteht unverändert aus dem Schwellwertschalter und dem spannungsgesteuerten Oszillator (VCO), der das Ausgangssignal an den Ohrhörer gibt.

In Abb. 10 ist der vollständige Schaltplan wiedergegeben. Man erkennt, daß nunmehr zwei Feldeffekttransistoren in sog. Kaskodeschaltung* die Eingangsstufe bilden.

---

* Bei der Kaskodeschaltung wird der Eingangstransistor in Emitterschaltung betrieben und der Ausgangstransistor in Basisschaltung. Typisch ist die Verbindung von Kollektor und Emitter der beiden Transistoren. Die Kaskodeschaltung besitzt die niedrige Eingangskapazität der Basisschaltung bei dem relativ hohen Eingangswiderstand der Emitterschaltung (TIETZE-SCHENK 1974, S. 112-113). WAHL (1974, S. 35 - 36) beschreibt die Verwendung der Schaltung in Minispionen. Er nennt sie Kaskadenschaltung.

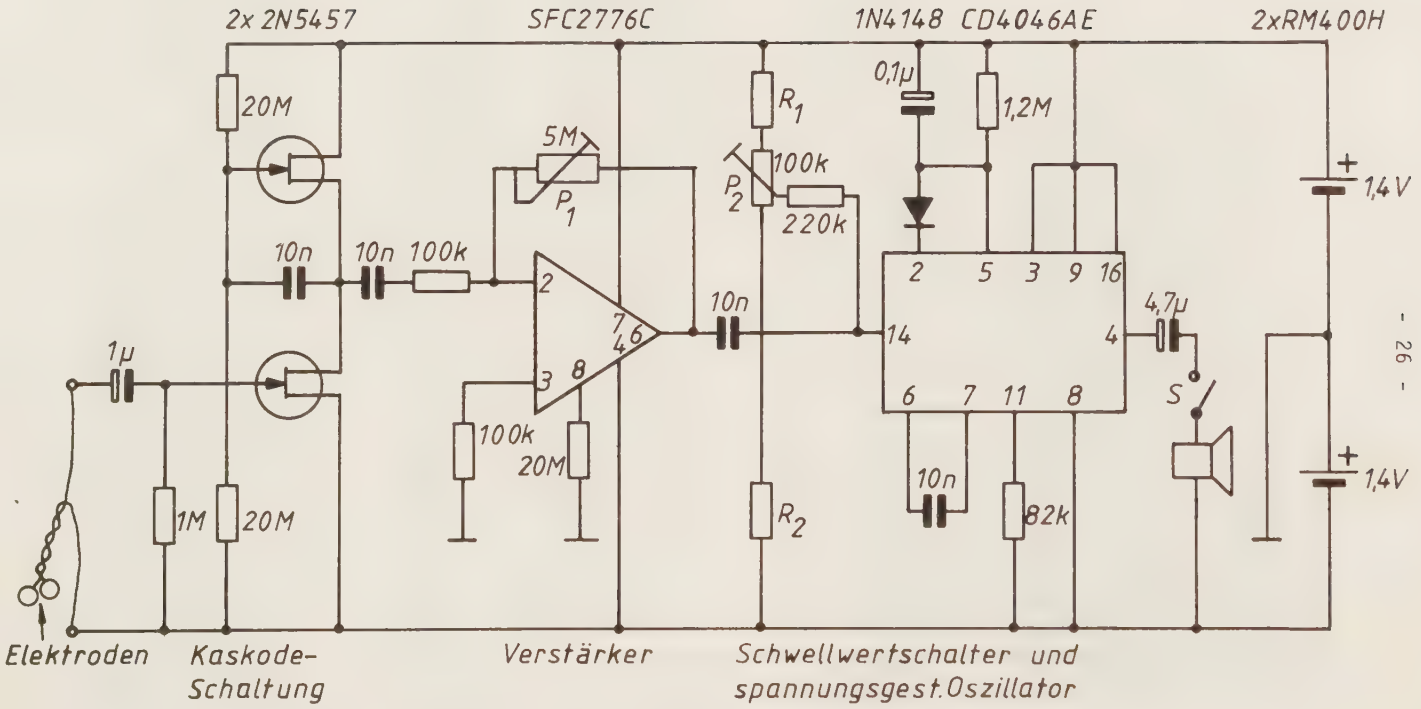


Abb. 10: Vollständiger Schaltplan der von uns modifizierten Schaltung. Erläuterungen im Text.

Spannungsschwankungen zwischen den Elektroden und damit zwischen Gate und Source des FET führen zum Durchsteuern dieses als Impedanzwandler arbeitenden FET und zur Übertragung der Potentialänderung auf das Gate des zweiten FET (über einen 10 nF Kondensator), das über zwei 20 MOhm Widerstände an einem sehr labilen Mittelpotential liegt. Die Potentialänderungen werden durch den zweiten FET zusätzlich in der Spannung verstärkt und mit einem zweiten 10 nF Kondensator auf den invertierenden Eingang 2 des als Verstärker geschalteten IC SFC 2776 übertragen.

Im Rückkopplungskreis liegt ein 5 MOhm Potentiometer (P_1) zur Einstellung der Verstärkung, die sich aus dem Verhältnis des an P_1 eingestellten Widerstandes zum 100 kOhm Widerstand am Eingang 2 ergibt.

Es resultiert am Ausgang 6 des SFC 2776 eine verstärkte Potentialschwankung, die, wenn der Spannungsteiler (R_1 + P_2 + R_2) so einreguliert ist, daß die Potentialhöhe am Eingang des CD 4046 AE knapp unter der Ansprechschwelle liegt, durch Überschreiten der Schwelle zur Auslösung des Signals führt.

3.4.1 Aufbau

Die Schaltung wurde auf einer Platine der Größe 90 x 30 mm aufgebaut. Wir verwendeten Silber/Nylon-Klebeelektroden, Batterien Mercury 625 und einen Ohrhörer Sennheiser HM 35. Abb. 11 zeigt den Aufbau.

3.4.2 Eigenversuch

Nach Anlegen der Elektroden am M. brachioradialis und Einregulieren der Potentiometer P_1 auf eine mittlere Verstärkung und P_2, wie bereits beschrieben, kurz unter die Ansprechschwelle des VCO, zeigte sich, daß das Gerät bei jeder maximalen Muskelkontraktion ansprach und keinerlei Störempfindlichkeit aufwies. Das gleiche Ergebnis erhielten wir auch nach dem Anlegen der Elektroden an den M. masseter oder

M. temporalis. Das Signal war nur durch Muskelkontraktionen auszulösen und meldete im Eigen-Dauerversuch über 2 x 18 Std. jede willkürliche und unwillkürliche Kontraktion.

Um während des Essens die Klebeelektroden nicht entfernen zu müssen, schalteten wir das Gerät mit dem Schalter S ab. Fehlfunktionen traten nicht auf.

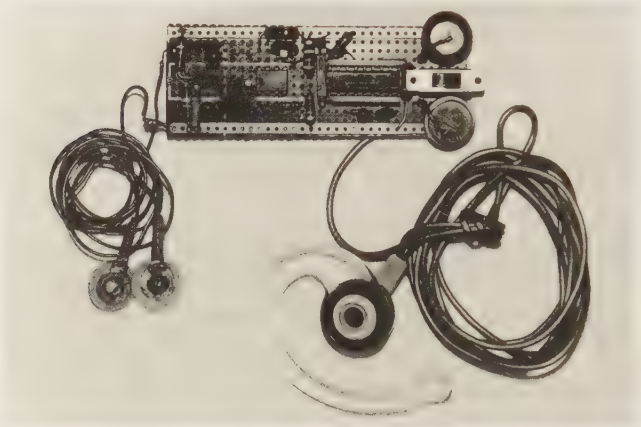


Abb. 11: Versuchsaufbau der von uns modifizierten Schaltung nach dem Schaltplan Abb. 10 auf einer Platine mit Ohrhörer und zwei Elektroden.

3.4.3 Die Miniaturisierung des Schaltungsaufbaus

Die Platine mit dem Versuchsaufbau der endgültigen Schaltung hätten wir in ein Gehäuse von etwa 30 x 90 x 15 mm einbauen können und so ein in der Tasche zu tragendes Gerät erhalten, äußerlich ähnlich den älteren Hörgerätetypen. Ein solches Gerät wäre leicht aufzubauen und es könnten außerdem Batterien von ausreichender Kapazität für eine lange Betriebsdauer untergebracht werden. Dem stehen aber kosmetische Nachteile gegenüber. Kabel zu den Elektroden und dem Ohrhörer wären ebenso sichtbar wie dieser selbst.

Die Schaltung sollte daher bei möglichst weitgehender Miniaturisierung in Anlehnung an moderne Hörgeräte in einem "Hinter dem Ohr" (HdO)-Gehäuse aufgebaut werden.

Es galt zunächst, die benötigten Teile in möglichst kleiner Bauform zu bekommen. Bei Widerständen und Kondensatoren war dies kein Problem, auch das 100 kOhm Potentiometer war erhältlich. Subminiatur-FET wären erhältlich gewesen, ihre Verwendung erschien uns aber wegen des hohen Preises und des auf das Gesamtvolumen bezogen relativ geringen Volumengewinns nicht sinnvoll. Die beiden IC gab es nur in den bekannten handelsüblichen Bauformen. Wir entschieden uns für dual-in-line-Gehäuse. Ein 5 MOhm Potentiometer war nur als normales Kohle-Trimmpoti erhältlich. Abb. 12 verdeutlicht die Größenverhältnisse.

Abb. 12: Widerstand der verwendeten Bauform zum Größenvergleich auf einem Streichholzkopf.

Auf der Platine wurden mit dem zweipoligen Ein-/Aus-Schalter die Batterien abgeschaltet.

Einen solchen Schalter gab es zwar in Subminiatur-Ausführung, er war aber immer noch zu groß, so daß wir statt dessen einen einpoligen, sehr flachen Schalter wählten, wie er auch in Hörgeräten verwendet wird. Allerdings konnten nun nicht die Batterien abgeschaltet werden. Wir sahen den Schalter daher für eine Unterbrechung der Lautsprecherleitung vor.

Aus der Vielzahl der Batterieformen suchten wir die Type "400" (EPX 400, PX 400, beide 1,35 V oder besser RM 400 H mit 1,4 V) aus, weil sie besonders klein und flach und somit noch relativ günstig im Gehäuse unterzubringen ist.

3.4.4 Die Gehäuse

3.4.4.1 Placierung der Teile

Nun galt es, den minimalen Platzbedarf bei Verwendung dieser Teile festzustellen, da wir kein fertiges HdO-Gehäuse fanden, in das alle Teile unmittelbar hineingepaßt hätten.

Wir fertigten daher Umriß-Zeichnungen im Maßstab 5:1 von allen zum Aufbau der Schaltung notwendigen Bauteilen an, von jeder vorkommenden Bauform je eine in der Ansicht von der Seite und in der Aufsicht. Im gleichen Vergrößerungs-Maßstab zeichneten wir als Ausgangsbasis den Umriß einiger moderner HdO-Hörgeräte auf. Wir konnten auf einem Leuchttisch die räumlich und schaltungstechnisch günstigste Lage der Bauteile zueinander und zum Gehäuse durch Verschieben der Zeichnungen übereinander ermitteln und durchzeichnen.

Es zeigte sich, wie erwartet, daß es nicht möglich sein würde, die Teile in den uns zugänglichen Bauformen in einem der erhältlichen Gehäuse unterzubringen. Wir mußten also eigene, den Bauteilen angepaßte Gehäuse selbst bauen.

Zur Erprobung am Patienten war die Herstellung von mindestens zwei Geräten vorgesehen.

Wir benötigten daher für jedes Teil der Gehäuse eine entsprechende Form aus Silikon-Formkunststoff, die es ermöglicht, jederzeit wieder identische Gehäuse zu gießen. Zur Herstellung der Formen ist Voraussetzung, ein vollständiges Gehäuse von Hand herzustellen, um dessen Teile dann abformen zu können.

3.4.4.2 Bauplan

Mit der oben beschriebenen Zeichenmethode wurde zuerst ein Bauplan in ca. 5-facher Vergrößerung erstellt (Abb. 13). Die innere, dem Ohr anliegende, konkav gewölbte Fläche des Gehäuses sahen wir als durch die anatomische Form des Ohrs gegeben und daher unveränderbar an und glichen ihre Form ebenso wie die des Ansatzes zum sog. Winkelstück, dem über dem Ohr verlaufenden Schalleitungsrohr, das gleichzeitig als Haltebügel dient und als Fertigteil übernommen werden sollte, einem fertigen Hörgerät an.

Wir stellten fest, daß im Vergleich zum Gehäuse eines der derzeit modernsten und kleinsten HdO-Hörgeräte bei einer Verlängerung um 20 mm eine Zugabe von nur ca. 2 mm in Breite und Tiefe (Dicke) genügt, um ausreichenden Platz im Innenraum zu erhalten, ohne den Tragekomfort in unzumutbarer Weise einzuschränken. Die Verlängerung von 20 mm erstreckt sich beim Tragen in den Raum hinter dem Ohrläppchen und ist bei adäquatem Haarschnitt unauffällig.

Die Gehäuse sollten, ähnlich wie die der Hörgeräte, aus zwei Halbschalen bestehen, die zusammengesetzt im Inneren einen Hohlraum für die Elektronik und ein nach hinten offenes Fach für die Batterien enthalten. Das Batteriefach sollte durch ein drittes Teil, die beweglich gelagerte Batterieklappe, verschlossen werden. Eine geeignet gebogene Feder aus Stahldraht sollte die Klappe im geschlossenen Zustand arretieren, aber dennoch ein einfaches Öffnen ermöglichen.

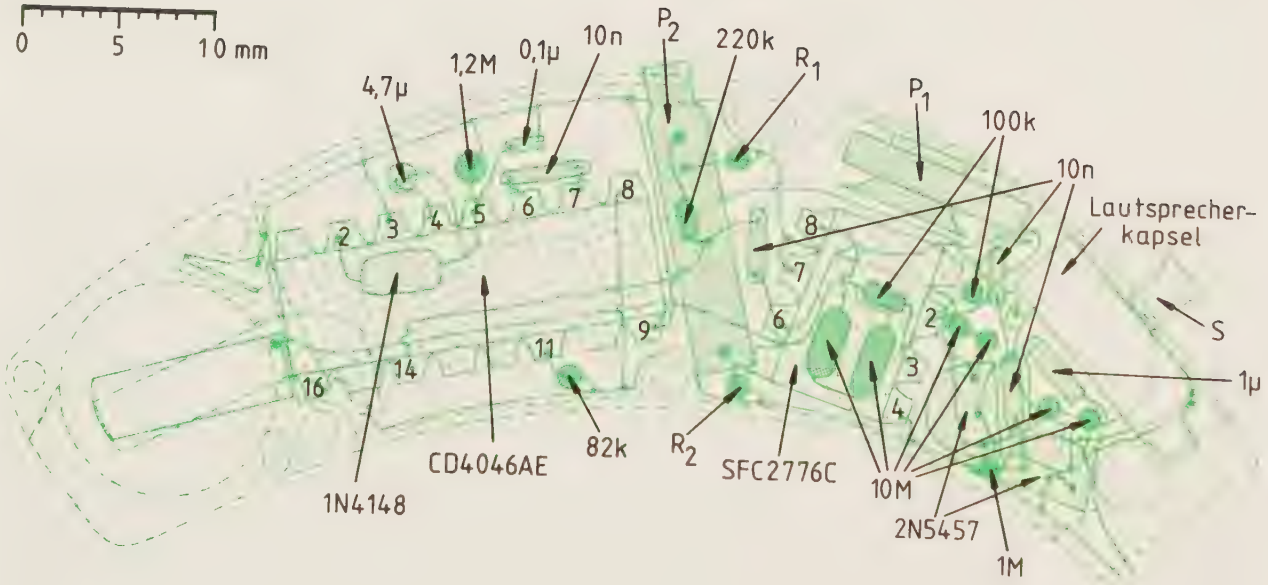


Abb. 13: Bauplan der Hinter-dem-Ohr-Geräte mit endgültiger Placierung der Teile in ca. 2,5-facher Vergrößerung.

Beide Schalen sollten miteinander verschraubt werden und dabei mit einer Nut das zum Winkelstück gehörige Verbindungsstück umfassen und in entsprechenden Bohrungen die Achse und die Zuhaltefeder für die Batterieklappe aufnehmen.

Alle elektronischen Bauteile sollten in der unteren Halbschale fixiert und verdrahtet werden, während die obere jederzeit abnehmbar sein sollte.

Ein besonderes Problem ergab sich, weil zwar negativer Pol und Mittenanzapfung der beiden Batterien in der unteren Schale untergebracht werden konnten, die Feder für den positiven Pol jedoch im Bereich der oberen Schale liegen mußte, ohne dabei das Öffnen des Gehäuses zu behindern.

Wir unterteilten daher diese Feder (Abb. 14). Die eigentliche Kontaktfeder ist im oberen Gehäuseteil fixiert und greift beim Verschrauben der Gehäusehälften mit ihrem herausragenden Teil in eine entsprechende Aussparung der unteren Schale, in der eine Kontaktlasche befestigt ist, die die Verbindung zur Schaltung herstellt.

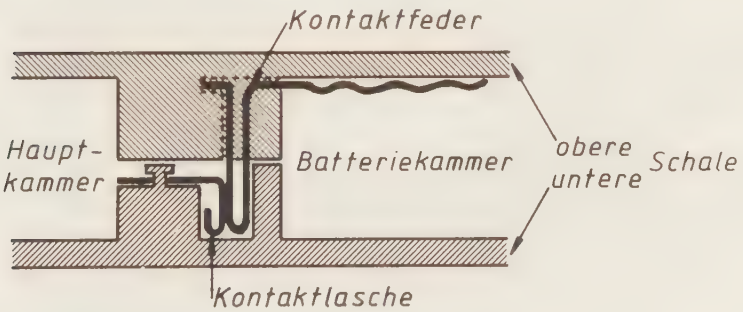


Abb. 14: Unterteilung der Kontaktfeder für den positiven Pol im Längsschnitt durch das Gehäuse.

3.4.4.3 Das Urmodell der unteren Schale

Wir verkleinerten den Bauplan auf den Maßstab 1:1 und stellten so eine Papierschablone her, die den Umriß des Gehäuses in natürlicher Größe wiedergab.

Nun betteten wir das Winkelstück, wie aus Abb. 15 u. 17 ersichtlich, in einen Block Plastilin ein und gruben nach dem Umriß der Schablone eine wannenförmige Vertiefung 6 mm tief in das Plastilin, in die das Verbindungsstück mit der Befestigungsrille hineinragte. So ergab sich eine Negativ-Form im Plastilin (Abb. 15 u. 18).

Das Verbindungsstück und die Plastilinform wurde nun mit spezieller Vaseline isoliert und die Vertiefung mit Paladur Kaltpolymerisat der Fa. Kulzer in Hautfarbe ausgegossen. Zum Aushärten des Kaltpolymerisats wurde die Form in einen Drucktopf mit warmem Wasser (2,0 kp/cm^2; ca. 45°C)gestellt. Nach dem Aushärten erhielten wir so einen massiven Block aus Kaltpolymerisat vom Umriß des fertigen Gehäuses und der halben Höhe (+ 1 mm Zugabe), in dem das Verbindungsstück zur Hälfte gefaßt war (Abb. 16 u. 19).

Dieser Block wurde an den späteren Oberflächen des Gehäuses mit Feile und Schleifstein begradigt, auf 5 mm Höhe gebracht und dann poliert. Dabei wurden die Kanten abgerundet.

Nun höhlten wir den Block mit einer zahntechnischen Bohrmaschine und Kunststoffräsen zu einer Schale mit der Wandstärke 1 mm und Verdickungen an den für Schrauben vorgesehenen Stellen sowie einer Unterteilung zwischen Batterie- und Hauptkammer aus (Abb. 20).

Abb. 15: Negativ-Form der unteren Schale in Plastilin mit eingebettetem Winkelstück und Gehäuse eines HdO-Hörgerätes.

Abb. 16: Massiver Block aus Kaltpolymerisat, entstanden durch Ausgießen der Negativ-Form in Abb. 15.

3.4.4.4 Die obere Schale

Die untere Schale wurde nun mit Plastilin gefüllt bis 3 mm über das Niveau der Öffnung (Abb. 21). Außerdem wurde das Verbindungsstück mit dem Winkelstück in seiner Nut fixiert. Am Innenrand der Schale wurde eine Rinne von 1 mm Tiefe und Breite im Plastilin ausgespart. Ringsherum wurde die Schale mit Plastilin umkleidet bis 6 mm über das Niveau der Öffnung.

Nach dem Isolieren, Ausgießen, Parallelisieren, Polieren und Reduzieren der Wandstärke auf 1,5 mm erhielten wir so ein Gehäuse aus zwei Halbschalen, die durch die umlaufende Nut gegeneinander fixiert wurden (Abb. 22). An den Stellen, die für die Schrauben vorgesehen waren, durchbohrten wir beide Schalen mit einem Durchmesser von 1,4 mm und brachten an den Außenflächen konzentrisch größere Bohrungen (ø 2,8 mm) zum Versenken der Schraubköpfe und Muttern an.

Nun wurden beide Schalen miteinander verschraubt, die Oberflächen angeglichen, die Schrauben soweit nötig gekürzt und schließlich das Gehäuse auf Hochglanz poliert.

Aus dem Batteriefach frästen wir den Teil heraus, der später die Batterieklappe werden sollte, umkleideten innen und außen das Gehäuse mit Wachs (Abb. 23 u. 28), isolierten mit spezieller Vaseline und ließen Kaltpolymerisat hineinlaufen. Nach dem Erhärten im Drucktopf konnten wir die Schalen voneinander trennen und erhielten so die Batterieklappe.

Die Batterieklappe wurde ebenfalls angepaßt und mit einer Bohrung (ø 1,0 mm) für die Achse, einer Rille für die Feder und einer Rille zum Öffnen mit dem Daumennagel versehen. Abb. 29 zeigt die drei Gehäuseteile.

Nun wurde die Zuhaltefeder aus 0,6 mm ø federhartem Draht gebogen und eingepaßt, ebenso die Achse (0,8 fh) und der Verstärkungsstift (0,6 fh). Wir fertigten aus Beryllium-Kupfer die drei Batteriefedern pro Gerät und die Kontaktlasche. Entsprechende Aussparungen und Durchführungen wurden in den Schalen angebracht (Abb. 24).

Alle größeren Bauteile wie IC, FET, Lautsprecherkapsel, Schalter, Batterien, Potentiometer wurden zunächst durch Entfernen eventuell noch störender Paladur-Ränder grob in die Schalen eingepaßt, dann mit Xynon isoliert und in die untere Schale eingesetzt. Wir ließen die Teile einzeln mit Wachs umfließen und nahmen sie wieder heraus. Notwendige Kanäle für Kabelunterführungen wurden in das Wachs eingeritzt. Es waren nun genaue Abdrücke in der Schale, in die man die Bauteile einsetzen konnte. Nach dem gleichen Verfahren wurden die Innenkonturen der Batterieklappe gestaltet. Die Urmodelle waren somit fertig (Abb. 25).

3.4.4.5 Herstellung der Formen

Die Schalen wurden mit der Öffnung nach oben jeweils auf einen Plastilinsockel in eine Kunststoffdose gesetzt (Abb. 26 u. 30). In diese Dosen ließen wir nun als Abformmaterial langsam den Silikonkautschuk VP 3563 der Fa. Wacker-Chemie einfließen. Nach dem Kaltvulkanisieren (Vernetzen) wurde das Plastilin entfernt und die Form umgedreht, der Silikonkautschuk VP 3563 mit Zaponlack isoliert und auf die Schalen je zwei, auf die Batterieklappe ein Kegel aus Plastilin gestellt (Abb. 27). Nach dem erneuten Ausgießen mit VP 3563, Aushärten, Auseinandernehmen der Formen und Entfernen der Urmodelle und Plastilinkegel hatten wir nun für jedes der drei Gehäuseteile eine zweiteilige Form mit ein bzw. zwei Kanälen zur Aufnahme des Überschusses. Abb. 31 zeigt die geöffneten Formen mit den Urmodellen.

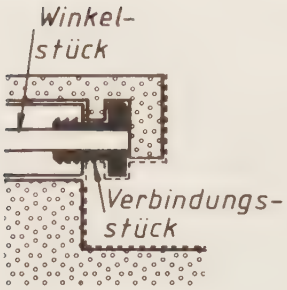


Abb. 17: Das in Plastilin eingebettete Winkelstück.
(s.S. 34 u. Abb. 15)
Längsschnitt, M 2,9:1

Abb. 18: Negativ-Form der unteren Schale in Plastilin.
(s.S.34 u. Abb. 15)
Querschnitt, M 1,7:1

Abb. 19: Massiver Block aus Kaltpolymerisat, entstanden durch Ausgießen der Negativ-Form.
(s.S.34 u. Abb. 16)
Querschnitt, M 1,7:1

Abb. 20: Untere Schale, entstanden durch Aushöhlen des massiven Blocks.
(s.S. 34)
Querschnitt, M 1,7:1

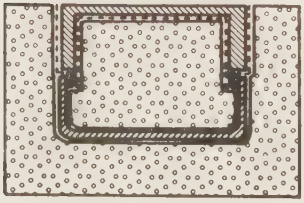


Abb. 21: Guß der oberen Schale.
(s.S. 36)
Querschnitt, M 1,7:1

Abb. 22:
Obere und untere Schale zusammengesetzt.
(s.S. 36)
Querschnitt, M 1,7:1

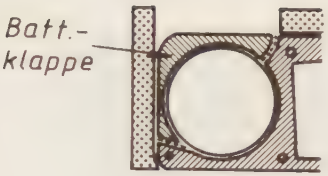


Abb. 23: Gehäuse zusammengesetzt und mit Wachs umkleidet für den Guß der Batterieklappe. (s.S.36 u. Abb. 28)
Längsschnitt, M 1,2:1

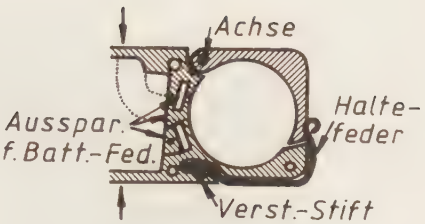


Abb. 24: Längsschnitt durch das Gehäuse mit eingesetzten Drahtelementen und Aussparungen für die Batteriefedern. (s.S.37)
M 1,2:1, mit Pfeilen markiert ist die Querschnittebene.

Abb. 25: Fertiges Urmodell der unteren Schale mit Aussparung für Bauteile, hier IC. (s.S. 37)
Querschnitt, M 1,7:1

Abb. 26: Zur Herstellung der Silikon-Form für die untere Schale wird das Urmodell auf einen Plastilinsockel gesetzt. (s.S.37 u. Abb. 30)

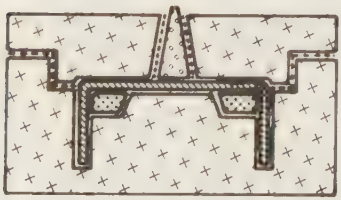


Abb. 27: Fertige Silikon-Form für die untere Schale vor Entfernen des Urmodells und des Überschußkegels aus Plastilin. (s.S. 37 u. Abb. 31)

Abb. 28: Die zusammengesetzten und mit Wachs umkleideten Gehäuse, vorbereitet für den Guß der Batterieklappe.

Abb. 29: Die drei Gehäuseteile im Rohzustand der Schalen.

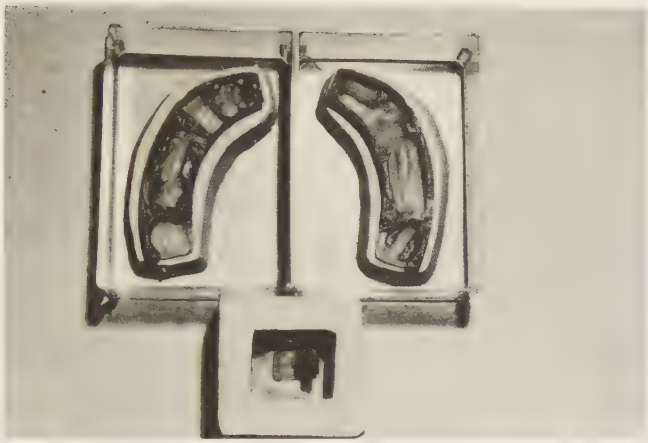


Abb. 30: Zur Herstellung der Silikonformen für die Schalen wird das Urmodell auf einen Plastilinsockel gesetzt.

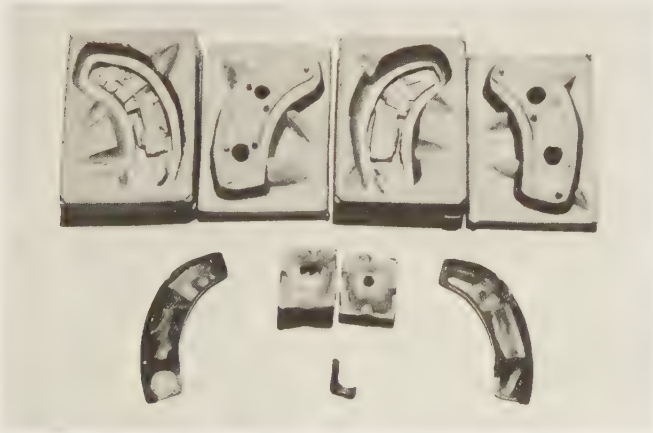


Abb. 31: Die fertigen geöffneten Formen mit den Urmodellen der Gehäuseteile.

3.4.4.6 Ausgießen der Formen

Zum Ausgießen wurde dünnflüssig angerührtes Paladur vorsichtig in die geöffnete Form gefüllt. Die Form wurde geschlossen und dann zum Aushärten in den wassergefüllten Drucktopf gestellt. Nach dem Aushärten konnten die Gußstücke entnommen und nach Entfernen der Oberschußkegel auf Hochglanz poliert werden. So stellten wir die Teile für zwei komplette Gehäuse her, und zwar in zwei verschiedenen Hautfarben.

In den Formen nicht vorgesehene Durchführungen, wie für den Schalter und das Potentiometer P_2 wurden angebracht, eventuell nicht durchgängige Bohrungen wurden nachgebohrt.

Wir paßten nun das Winkelstück, die Batterieklappe, die Achse, die Zuhaltefeder und den Verstärkungsstift ein und verschraubten die Schalen,um die Übergänge nochmals anzugleichen und auf Hochglanz zu polieren. Die zwei Gehäuse waren fertig.

3.4.5 Aufbau der Schaltung und Einbau der Teile

Zuerst befestigten wir in den Schalen mit Kaltpolymerisat die Kontaktfedern und die Kontaktlasche. Dann verlegten wir in den abgeformten Rinnen die freien Kabelverbindungen aus 0,2 mm starkem isoliertem Kupferdraht mit den erforderlichen Anzapfungen und dem Schalter und fixierten alles mit einem schnellhärtenden Zweikomponentenkleber (Abb. 32).

Nun wurden die größeren Bauteile, für die in der Schale Aussparungen vorgesehen waren, eingesetzt und mit etwas Klebstoff befestigt. Alle übrigen Teile wie Widerstände, Kondensatoren etc. wurden nun wie im Bauplan ersichtlich eingebaut und entsprechend dem Schaltplan verdrahtet.

Abb. 32: Die untere Schale mit den verlegten Kabelverbindungen.

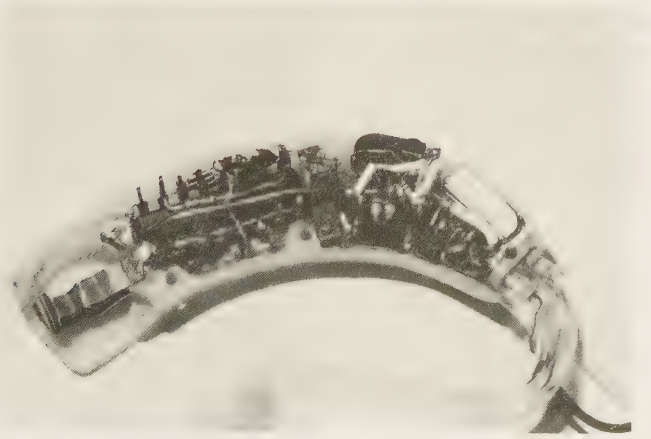


Abb. 33: Die untere Schale nach dem Einbau sämtlicher Teile vor dem Verschrauben der Gehäusehälften.

Die Elektroden wurden durch die Öffnung im Verbindungs- und Winkelstück geführt, die im HdO-Hörgerät als Schalldurchtrittsöffnung dient. Hinter dem zum Ohr führenden Schalleitungskanal befindet sich wie beim HdO-Hörgerät die Lautsprecherkapsel.

Zum Löten benutzten wir eine Lötnadel Ersa Minor, (ø 2,0 mm, spitz zulaufend), die mit 6 V = aus einem stabilisierten Netzgerät versorgt wurde. Die Lötungen wurden unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille durchgeführt.

Zur Oberprüfung des Aufbaus stand ein Elektronenstrahloszillograph Hameg 312 und ein Vielfachmeßinstrument Monacor MT-400 TR (100 kOhm/V) zur Verfügung.

Ein fertiges Gerät vor dem Verschrauben der Gehäusehälften zeigt die Abb. 33. Eines der beiden Geräte wurde mit zwei Klebeelektroden, das andere mit einer Klebeelektrode (Eingang) und einer Auflageelektrode (Masse) aus gebogenem Neusilber-Blech ausgestattet. Die Auflageelektrode befestigten wir mit Klebefilm auf dem zugeschraubten Gerät. Die fertigen Geräte sind in Abb. 34 und 35 zu sehen.

Abb. 34:
Fertiges Gerät mit zwei Klebeelektroden.

Abb. 35:
Fertiges Gerät mit einer Klebe- und einer Auflageelektrode.

Für unsere Geräte verwendeten wir statt der Silber Nylon-Klebeelektroden Miniatur-Hautelektroden der Fa. Beckman, die nur 10 mm im Durchmesser und 5 mm in der Höhe messen, sich durch sehr gute elektrische Eigenschaften auszeichnen und besonders für Dauerversuche geeignet sind, weil sie zuerst mit Kontaktgel gefüllt und dann mit Doppelkleberingen auf die Haut geklebt werden (Abb. 36 bis 39). Ein Austrocknen der Elektroden ist nicht möglich. Abb. 39 zeigt das Gerät mit zwei Klebeelektroden in situ. Die Elektrode für den Eingang ist auf den M. masseter geklebt, die Masse-Elektrode befindet sich an der Innenseite des Ohrläppchens. Bei entsprechendem Haarschnitt kann das Gerät auch am M. masseter völlig unauffällig getragen werden.

Abb. 36: Miniatur-Hautelektrode der Fa. Beckman.

Abb. 37: Elektrode mit Doppelklebering versehen.

Abb. 38: Kontaktgel wird mit einer Einmalspritze aufgebracht.

Abb. 39:
Die Elektrode wird nach Abziehen der Schutzfolie auf die Haut geklebt. Die Abbildung zeigt das Gerät mit zwei Klebeelektroden in situ. (s.S. 46)

3.4.6 Erprobung der Geräte im Eigenversuch

Bei der Erprobung der miniaturisierten Geräte im Eigenversuch zeigte sich jeweils nach dem Anlegen der Elektrode an den M. masseter oder den M. temporalis (und ggf. der Masseelektrode an das Ohrläppchen) und Einstellen von P_2 kurz unter die Ansprechschwelle des Oszillators, daß beide zuverlässig arbeiten. Fehlfunktionen traten nicht auf, solange die Batteriespannung nicht infolge Erschöpfung der Kapazität absank. Auch das Gerät, dessen Masseelektrode nicht als Klebe- sondern als Auflageelektrode gestaltet war, zeigte keine erhöhte Störanfälligkeit. Der einzige auftretende Fehler war das Absinken der Batteriespannung bei längerem Betrieb. Die Batteriekapazität reichte bei den Geräten für eine störungsfreie Betriebsdauer von etwa 10 Stunden.

Zur Darstellung der Funktion der Geräte (Abb. 40) verwendeten wir einen Zweikanal-Speicheroszillograph "Tektronix Typ 564/3A3/2B67" mit Polaroid-Registrierkamera.*

Die horizontale Ablenkung (Zeitbasis) betrug 1 Sek. pro Teilstrich, vertikal wurde auf einen Kanal das mit Oberflächenelektroden vom M. temporalis abgenommene EMG-Signal gegeben (Abb. 40, obere Kurve), mit dem anderen Kanal (Abb. 40, untere Kurve) wurde das Biofeedback-Signal aufgezeichnet. Um den Ton registrieren zu können, wurde das Gerät mit zwei Klebeelektroden ebenfalls am M. temporalis angelegt und das Schalleitungsrohr über ein Pappröhrchen mit einem dynamischen Mikrofon verbunden. Die Kontraktion des Muskels führte zur Auslenkung des oberen, der einsetzende Ton zur Auslenkung des unteren Strahls.

Der Oszillograph wurde intern getriggert. Während der Strahl von links nach rechts über den Schirm lief (1 Sek. pro Teilstrich, d.h. Gesamtdauer 10 Sek.)wurden die Zähne fünfmal kurz aufeinandergepreßt. Wie in Abb. 40 zu sehen ist, setzt das Biofeedback-Signal mit einer Verzögerung von 0,2 Sek. nach dem EMG-Signal ein.

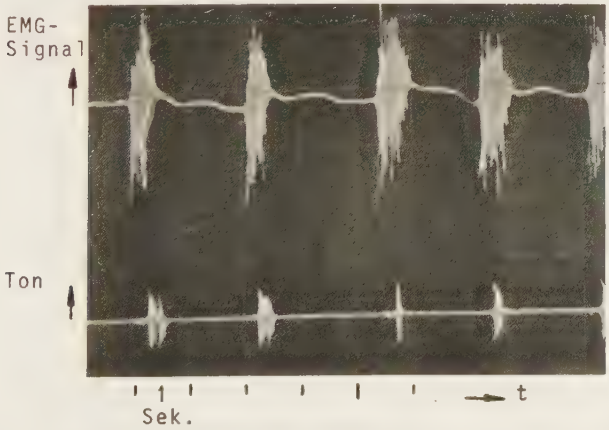


Abb. 40: Die obere Kurve zeigt das direkt vom M. temporalis abgenommene EMG-Signal, die untere das Biofeedback-Signal.

* Herrn Dr. B.Friedel, Nervenklinik Tübingen,sei an dieser Stelle für seine Mithilfe herzlich gedankt.

Das Biofeedback-Signal ist mit schnellerer horizontaler Zeitablenkung (300 µSek. pro Teilstrich) in Abb. 41 dargestellt. Als Aufnehmer wurde wiederum ein dynamisches Mikrofon verwendet, das an den Eingang für die vertikale Ablenkung angeschlossen war. Die Frequenz des Signals läßt sich aus der Kurve mit

$$\text{Frequenz} = \frac{1}{\text{Schwingungsdauer}}$$

zu 4016 Hz berechnen.

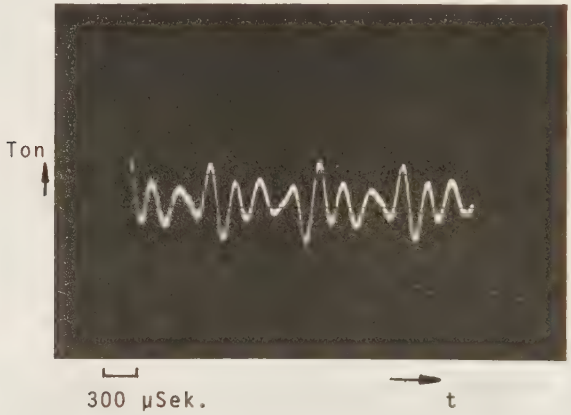


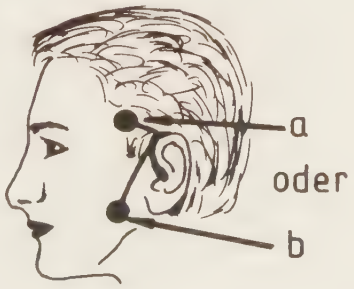
Abb. 41: Oszillographische Darstellung des Biofeedback-Signals.

3.4.7 Erprobung der Geräte an Versuchspersonen

Die Versuchsperonen waren unselektionierte Freiwillige mit und ohne Verdacht auf Ausübung von Parafunktionen. Insgesamt 8 Personen haben die Geräte getragen, davon 5 das mit einer und 2 das mit zwei Klebeelektroden. Eine Versuchsperson hat beide Geräte getragen. Alle wurden genauestens in der Bedienung der Geräte unterwiesen und erhielten eine fotokopierte Bedienungsanleitung mit folgendem Wortlaut:

3.4.7.1 Bedienungsanleitung

1. Einlegen der Batterien (Zeichnung III und IV).
   Öffnen der Klappe des Batteriefaches: Mit dem Fingernagel in der Kerbe "K" wird die Klappe in Pfeilrichtung gedrückt. Zwei Batterien "RM 400 H" sind wie in Zeichnung IV ersichtlich einzulegen. A C H T U N G!! Die Batterien sollten in der angegebenen Reihenfolge und m ü s s e n richtig herum eingelegt werden. Sonst hier Ende der Betriebsanleitung. Beim Schließen der Klappe rastet die Feder "F" von selbst ein. Ein Ertönen des Signals ist vorerst bedeutungslos.
2. Anlegen des Gerätes. (Das Einhalten der Reihenfolge erspart Schwierigkeiten!).
   a) Einen Klebering mit Schutzring vom Papier abziehen und auf die Elektrode kleben. Fest andrücken.
   b) Das Gerät hinter das Ohr setzen. Empfehlung: Rechtshänder rechtes Ohr. Vor einen Spiegel treten.
   c) Haut oberh. des M. temporalis (Zeichn. I,a) oder des M. masseter (I,b) mit Alkohol entfetten. Zähne zusammenpressen und mit dem Finger die Stelle der höchsten Muskelerhebung spüren.



Ⓘ

Abb. 42: Zeichnung I der Betriebsanleitung. Das Gerät in situ.

d) W e n i g Kontaktgel aus der Spritze auf die Kontaktfläche der Elektrode geben.

e) Schutzring abziehen. Elektrode mit dem Doppel-Klebering auf die vorher entfettete Hautstelle kleben. Fest andrücken.

f) Beim Gerät mit 2 Klebeelektroden wird die schwarze an die beschriebene Stelle, die weiße an die Innenseite des Ohrläppchens geklebt.

g) ggf. Ohrstöpsel in den äußeren Gehörgang einführen.

h) Den Schalter "S" nach vorn in Richtung auf die Elektrode (n) schieben.

3. Einstellen des Gerätes

Es gibt jetzt zwei Möglichkeiten:

a) Signal ertönt bereits

b) Signal ertönt nicht

ad a) Signal ertönt. Den Zeigefinger von hinten auf "P_2" setzen (Zeichnung II) und um 1/4 Umdrehung nach links drehen, dabei mit der anderen Hand die Ohrmuschel zur Fixation an das Gerät drücken. Drehung ggf. wiederholen bis kein Signal mehr hörbar ist. Weiter wie (b).

ad b) Signal ertönt nicht. Zähne fest zusammenpressen. Ertönt das Signal während dieser Zeit, ist das Gerät bereits richtig eingestellt.
Andernfalls Zeigefinger von hinten auf "P_2" setzen und um 1/4 Umdrehung nach rechts drehen. Dabei mit der anderen Hand die Ohrmuschel an das Gerät drücken. Dies ist so oft zu wiederholen, bis das Signal ertönt. Weiter wie unter (a). Falls das Signal während des Tragens spontan anfängt, ein Dauersignal auszusenden ist wie unter (a) zu verfahren. Wenn erkennbar wird, daß das Gerät trotz Zähnezusammenpressens nicht reagiert, entsprechend wie (b).
Der Regler "P_1" braucht nicht verstellt zu werden.
Mit dem Schalter "S" läßt sich nur der eingebaute Ohrhörer abschalten. Dies ist zu empfehlen um z.B. während des Essens dauernde Signalaussendung zu vermeiden. Bei allen längerdauernden Unterbrechungen müssen also die Batterien e n t f e r n t werden.

4. Entfernen der Batterien

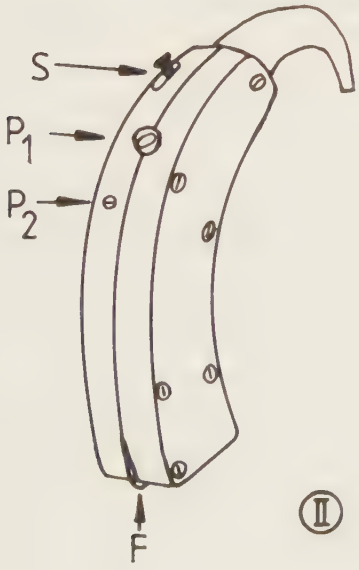
   Nach dem Öffnen der Klappe kann man neben der Feder "F" den Schraubenzieher ansetzen und jede Batterie einzeln heraushebeln, wenn sie nicht von selbst herausfallen. Dabei sollte die umgekehrte Reihenfolge wie beim Einlegen eingehalten werden.

5. Ablegen des Gerätes

   A C H T U N G ! Beim Entfernen der Klebeelektroden nicht an den Kabeln ziehen! Vor dem Abziehen der Klebefolie von den Elektroden das Kontaktgel mit einem Tuch abwischen. Verbrauchte Batterien getrennt von den frischen aufbewahren.

6. Gehen Sie bitte genau nach der Betriebsanleitung vor. Denken Sie bitte daran, daß es nur zwei Geräte insgesamt gibt und daß Reparaturen wegen der Miniaturisierung fast aussichtslos sind.
   Ihre Erfahrungen können nur dann verwertet werden, wenn Sie die Protokollbögen sorgfältig ausfüllen.

Vielen Dank!



Ⅱ

Abb. 43: Zeichnung II der Betriebsanleitung: Bedienungselemente.

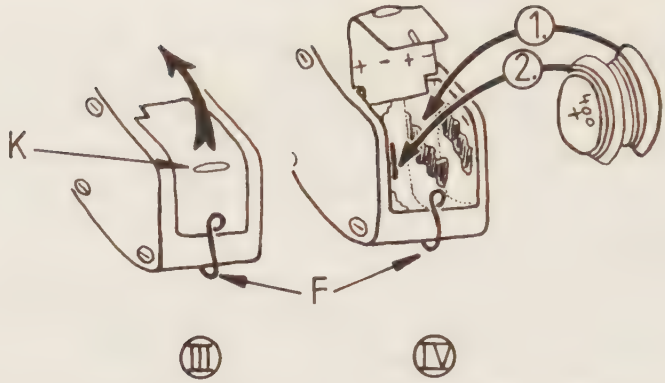


Abb. 44: Zeichnung III und IV der Bedienungsanleitung: Das Einlegen der Batterien.

Außer der Bedienungsanleitung erhielten die Versuchspersonen Protokollbögen mit einem Tabellenkopf nach Abb. 45, die durch Eintragen der Zeit und Ankreuzung des jeweiligen Ereignisses ausgefüllt wurden.

Zeit
Auslösung durch bewußtes Pressen
Durch Auslösung Parafkt. bemerkt
Parafkt. ohne Auslösung bemerkt
Auslösung ohne erkennbare Ursache
Ausl. d. erkennb. andere Ursache als Parafunktion
Gerät angelegt
eingeschaltet
ausgeschaltet
P_2 nachgeregelt
Batt. gewechselt
Gerät abgelegt
Bemerkungen

Abb. 45: Tabellenkopf der Protokollbögen.

Wenn die Versuchspersonen das Gerät unter Kontrolle einwandfrei anlegen und einstellen konnten, wurde es ihnen mit nach Hause gegeben. Sie wurden gebeten, es tagsüber möglichst lange zu tragen.

3.4.7.2 Ergebnisse

Alle Versuchspersonen konnten nach höchstens zweimaliger Demonstration die Geräte einwandfrei bedienen und gaben später auf Befragen an, daß die Handhabung der Geräte, also Anlegen, Nachregulieren, Ein-/Aus-Schalten, Ablegen und Batteriewechsel relativ einfach und gut zu bewältigen sei.

In der Tabelle Abb. 46 sind die Ergebnisse der ausgewerteten Protokollbögen zusammengefaßt. Die Spalten 3 und 4 der Tabelle enthalten Signalabgaben des Gerätes auf Grund ordnungsgemäßer Funktion, denn es ist für die Funktion unerheblich, ob bewußt oder unbewußt gepreßt wird. Die Spalten 5, 6 und 7 enthalten Fehlfunktionen des Gerätes durch Nicht-Ansprechen (5), spontanes Ansprechen (6) und Ansprechen durch andere Ursachen als Parafunktionen (7).

Fehlfunktionen durch Nicht-Ansprechen wurden 5 mal (1,8% der Meldungen insgesamt) protokolliert, davon 4 mal von einer Versuchsperson (R.W.), die schrieb, es habe sich um leichtes Knirschen gehandelt, bei starken Kontraktionen der Kaumuskulatur spräche das Gerät immer an. Dies ist aber gerade die gewünschte Funktion, denn z.B. beim Schlucken darf es nicht zur Signalabgabe kommen, so daß diese "Fehlfunktion" nicht als solche anzusehen ist.

Ein spontanes Einsetzen des Signals kam in der Versuchsreihe nur zweimal vor (0,7%), als eine Versuchsperson (H.v.G.) das Gerät so einstellte, daß geringe Kontraktionen bereits das Signal auslösten.

1 Versuchsperson I = 1 Klebeel. II = 2 Klebeel. a = M. tempor. b = M. masset.	2 Zeit h:min	3 Auslös. durch bewußt. Pressen	4 Durch Ausl. Paraf. bem.	5 Paraf. ohne Ausl. bem.	6 Auslösg. ohne erkennb. Ursache	7 Auslösung durch erkennb. and.Urs. als Paraf.	8 angelegt	9 eingeschl.	10 Gerät ausgeschl.	11 P_2 nachgereg.	12 Batt. gew.	13 abgelegt
1. B.W.*(II,b)	6:25	3	21	0	0	0	1	3	3	1	0	1
2. W.S. (II,b)	8:45	85	4	0	0	vereinzelt	1	2	2	5	0	1
3. R.W.*(II,b)	0:40	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	1
	3:00	3	2	0	0	2	1	1	1	0	0	1
	4:00	3	4	2	0	0	1	1	1	1	1	1
	2:00	2	2	1	0	0	1/4	1/4	1/4	1/2	0/1	1/4
Su.	9:40	9	9	4	0	2						
4. L.W.*(II,b)	3:35	0	2	0	0	0	1	1	1	0	0	1
	3:15	0	6	0	0	0	1/2	1/2	1/2	0/0	0/0	1/2
Su.	6:50	0	8	0	0	0						
5. E.J.*(II,b)	4:15	1	6	0	0	7	1	1	1	0	0	1
6. G.d.'H.												
(II,a)	4:20	17	0	0	0	0	1	2	2	0	0	1
(I,b)	5:42	30	0	0	0	1	1/2	2/4	2/4	1/1	0/0	1/2
Su.	10:02	47	0	0	0	1						
7. B.B.*(I,b)	2,55	14	3	0	0	9	1	2	2	1	0	1
	5:55	17	3	0	0	4	1/2	2/4	2/4	1/2	0/0	1/2
Su.	8:50	31	6	0	0	13						
8. H.v.G.	5:45	3	3	0	1	0	1	2	2	0	0	1
(I,b)	10:25	7	4	1	1	4	3/4	3/5	3/5	3/3	1/1	3/4
Su.	16.10	10	7	1	2	4						

Abb. 46: Auswertung der Protokollbögen. Die Zahlen geben die Anzahl der Kreuze in den Spalten an. Ein * in Spalte 1 kennzeichnet den vor dem Versuch auf Grund klin. Befunde erhobenen Verdacht auf Ausübung von Parafunktionen.

Andere Ursachen als Parafunktionen (Spalte 7) führten in 9,6 % der Meldungen insgesamt zum Ansprechen. In einem Fall (E.J.) war die Masse-Elektrode des Gerätes mit 2 Klebeelektroden - falsch - in der Gegend des Proc. mastoideus, also genau auf dem Ansatz des M. sternocleidomastoideus festgeklebt worden. Durch Kontraktion dieses Muskels, vor allem bei schnellem Kopfwenden, kam es nun häufiger zu Fehlmeldungen.

Aber auch bei richtiger Anbringung der Elektroden kam es vereinzelt zu einer Fehlmeldung aus diesem Grund. Jedoch müssen die Kopfbewegungen, um zu einer Auslösung zu führen, so extrem sein, daß sie vernachlässigt werden können.

Auch beim schnellen Treppensteigen können reflektorische Kontraktionen des M. sternocleidomastoideus der Grund für eine Fehlmeldung sein, wie aus dem Protokoll einer Versuchsperson (B.B.) hervorgeht.

Elektrische Felder in der unmittelbaren Nähe eines 220 V-Lichtschalters älterer Konstruktion lösten einmal (G.d'H.) das Signal aus. Sonstige Leitungen, Motoren oder Leuchtstofflampen kommen nach den bisherigen Versuchen nicht als Störfaktoren in Betracht.

Selten (0,7 %) führte auch das Schlucken zum Ansprechen des Gerätes. Dies läßt sich nicht sicher vermeiden, da es reflektorisch beim Schlucken zum Schluß der Zahnreihen kommt, nur ist in der Regel die Kontraktion nicht so stark wie beim Pressen.

Der geforderten Funktion (Spalten 3 u. 4) entsprachen 87,9 % der Meldungen insgesamt, kamen also durch bewußtes oder unbewußtes Pressen zustande.

Wenn die Tragezeit unter 6 Stunden lag, war es meist nicht oder nur einmal notwendig, das Potentiometer P_2 nachzuregulieren.

Wurde allerdings die Schwelle so eingestellt, daß das Gerät schon bei leichter Kontraktion anspricht, oder war die Tragezeit länger als 8-11 Stunden, mußte häufiger nachreguliert werden (W.S., H.v.G.).

Zwei Versuchspersonen (W.S., H.v.G.) protokollierten, es sei auch beim unwillkürlichen Vorschub des Unterkiefers zur Auslösung des Signals gekommen. Offenbar handelt es sich hierbei um nicht okklusal geführte Parafunktionen.

Zwei Versuchspersonen (L.W., B.B.) nannten den Tragekomfort "nicht zufriedenstellend", weil nach längerem Tragen ein Druckgefühl oberhalb des Ohrs auftrat.

Drei Versuchspersonen (W.S., R.W., L.W.) berichteten von dem Effekt, daß schon die Beschäftigung mit dem Gerät genügt habe, Parafunktionen zu vermeiden. Eine Versuchsperson (R.W.) schrieb im Protokoll: "Das Tragen des Gerätes an sich wirkt schon erzieherisch, weil man oft daran denkt und daher schon aus diesem Grunde nicht knirscht".

Ein Vergleich der Tragedauer und der Anzahl der durch das Signal bemerkten Parafunktionen (Abb. 46, Spalten 2 u. 4) von Versuchspersonen, bei denen schon vor dem Versuch der Verdacht auf Ausübung von Parafunktionen bestand (*), mit solchen, bei denen dieser Verdacht nicht bestand, ist in Abb. 47 dargestellt. Man erkennt, daß Versuchspersonen, die auf Grund anderer klin. Befunde als Knirscher oder Presser verdächtig waren, im Durchschnitt ca. 5 m a l h ä u f i g e r Parafunktionen ausgeübt haben als die anderen.

Versuchsperson	Tragedauer (h:min)	gemeldete Parafunktionen	Parafunktionen pro Stunde
1. B.W. (*)	6:25	21	3,3
3. R.W. (*)	9:40	9	0,9
4. L.W. (*)	6:50	8	1,2
5. E.J. (*)	4:15	6	1,4
7. B.B. (*)	8:50	6	0,7
Su.	36:00	50	durchschnittl. 1,4
2. W.S.	8:45	4	0,5
6. G.d'H.	10:02	0	0,0
8. H.v.G.	16:10	7	0,4
Su.	34:57	11	durchschnittl. 0,3

Abb. 47: Häufigkeit der gemeldeten unbewußten Preßaktionen bei Patienten mit (*) und ohne Verdacht auf Ausübung von Parafunktionen im Vergleich.

4. DISKUSSION

Die bisher beschriebenen Apparaturen (SOLBERG und RUGH 1972 a, 1973; BUDZYNSKI und STOYVA 1973; GESSEL 1975; DOWDELL 1976) zur Biofeedback-Anwendung bei der Behandlung der Parafunktionen, d.h. zum Training der Muskelentspannung durch Rückmeldung der unbewußt ablaufenden Kontraktionen der Kaumuskulatur an äußere Sinnesorgane, sind entweder so groß, daß sie nur im Labor eingesetzt werden können (BUDZYNSKI und STOYVA 1973; GESSEL 1975) oder enthalten eine so aufwendige Schaltung, daß eine weitgehende Miniaturisierung nicht möglich erscheint.

Zu der kleinsten (Zigarettenschachtel-groß) bisher zur Behandlung von Patienten eingesetzten Biofeedback-Einheit (SOLBERG und RUGH 1972 a) werden keine Angaben über die Konstruktion gemacht. Sie wird offenbar in der Tasche getragen. Zum Betrieb müssen drei Elektroden und ein Ohrhörer mit den entsprechenden Kabeln angelegt werden.

Diese Nachteile konnten durch das von uns entwickelte miniaturisierte Gerät ausgeschaltet werden.

Die direkte Verstärkung des als Gesamtaktivität mit Oberflächenelektroden von der Haut über der kontrahierten Kaumuskulatur abgenommenen Signals gelang im Vorversuch technisch sowohl mit einer Schaltung, die auf einem integrierten Schaltkreis TAA 111 aufbaut, als auch mit einer modifizierten Hörbrille. Das erzielte Biofeedback-Signal hatte den Charakter eines Rauschens, durch Überlagerung der Aktionspotentiale vieler einzelner motorischer Einheiten entsprechend dem Interferenzmuster (ASSMUS 1972) entstanden und war völlig unauffällig.

Zum Einsatz bei Patienten in ihrer normalen Umgebung, also auch am lärmerfüllten Arbeitsplatz,muß das Gerät jedoch ein auffälliges Signal abgeben. Die direkte Verstärkung eignet sich daher nicht.

DOWDELL et al. (1976) sind nach ähnlichen Vorversuchen zu derselben Ansicht gekommen.

Aus einem Rauschen, d.h. einer Oberlagerung vieler Frequenzen, läßt sich zwar durch geeignete aktive oder passive Filter ein schmales Frequenzspektrum heraustrennen und als auffälliges Signal verwenden, aber dieses Verfahren ist in miniaturisierter Form sehr aufwendig und störanfällig, so daß wir uns für einen anderen Weg entschieden, nämlich die Steuerung eines auffälligen sinusförmigen Signals durch die von der Hautoberfläche abgenommenen Potentialschwankungen.

Eine Steuerung ist für unseren Verwendungszweck im Sinne einer digitalen Ein-/Aus-Schaltung notwendig. Das Biofeedback-Signal darf nur bei maximaler Kontraktion der Kaumuskulatur ausgelöst werden.

Nach FUCHS (1969) ist zu Beginn der Schließbewegung des Unterkiefers eine ganz geringe Muskelaktivität feststellbar, die dann synchron mit dem Anstieg der Kaumuskelkraft zunimmt. Allerdings kann nicht direkt von der EMG-Aktivität auf die Kaumuskelkraft geschlossen werden. Hierzu bedarf es einer Eichung nach jeder Änderung der Position der Elektroden (KRAFT 1959/60, 1963 a).

Die isometrischen Kontraktionen beim Zusammenpressen der Zähne zeichnen sich durch besonders hohe Muskelaktionspotentiale aus, die sonst nicht erreicht werden (Abb. 1). Die Potentialhöhe kann somit für die Auslösung genutzt werden.

Durch grundlegende Abänderung der nach diesem Prinzip arbeitenden, vom Fraunhofer-Institut für Informationsverarbeitung in Technik und Biologie für uns entworfenen Schaltung konnte die geforderte Funktion störungsfrei erreicht werden. Außer durch Preßaktionen wurde das Biofeedback-Signal nur noch durch das Kauen eines harten Bolus ausgelöst, einer Aktion, die ebenfalls einen hohen isometrischen Anteil enthält.

Die "Restaktivität" (GÖPFERT 1955) der Muskulatur in Ruhe führte nicht zur Ansteuerung des Oszillators.

Die Trageweise des Gerätes hinter dem Ohr eignet sich natürlich auch für unseren Zweck durch die Nähe zur Signal auslösenden Kaumuskulatur einerseits und zum Ohr als dem Signal empfangenden Organ andererseits in idealer Weise.

Eines der Geräte wurde mit zwei Miniatur-Klebeelektroden ausgestattet, das andere mit einer Auflageelektrode am Ohr und einer Klebeelektrode für den Muskel, von dem die Potentiale abgeleitet werden sollten. Es wäre für den Patienten eine Erleichterung, wenn bei gleichbleibender Funktionssicherheit nur eine Klebeelektrode notwendig wäre.

Im Versuch arbeiteten beide Geräte ebenso zuverlässig wie der vorher erprobte erste Versuchsaufbau auf einer Platine, solange die Versorgungsspannung nicht infolge Erschöpfung der Batteriekapazität absank. Die Kapazität reichte in den miniaturisierten Geräten für eine Betriebsdauer von etwa 10 Stunden. Die aus Platzgründen hier verwendete sehr kleine Batterietype RM 400 H hat nur etwa $\frac{1}{10}$ der Kapazität der Mallory 625, die auf der Platine mit der Versuchsschaltung montiert waren. Durch den Einsatz von noch leistungsfähigeren Batterien könnte die Betriebsdauer entscheidend verlängert werden.

Da - ebenfalls aus Platzgründen - kein Doppelschalter eingebaut werden konnte, wie es zu Unterbrechung der Batteriezuleitung notwendig gewesen wäre, sollten in längeren Behandlungspausen, z.B. über Nacht, die Batterien entfernt werden. Der Schalter dient nur zum Abschalten bei kurzen Pausen, um z.B. beim Essen das Gerät nicht ablegen zu müssen, da auch beim Kauen Signale auftreten.

Die Funktion der Geräte, wie sie Abb. 40 zeigt, besteht im Einsetzen des Biofeedback-Signals etwa 0,2 Sek. nach Beginn des EMG-Signals.

Nach FUCHS (1969) tritt "die hauptsächliche Erregung etwa 0,07 Sek. vor Erreichung der maximalen Kaukraft auf". AHLGREN und ÖWALL (1970) fanden, daß das integrierte EMG-Maximum der maximalen Kaukraft um 0,04 Sek. vorausgeht. Das Signal ertönt also, wenn die maximale Kaukraft ausgeübt wird.

Zur Erklärung der Wirkungsweise des Biofeedback-Gerätes sind Schemata der reflektorischen Steuerung der Kaumuskulatur, die SCHULTE (1967) in Anlehnung an KAWAMURA (1964) und MÖHLBRADT (1976) in Anlehnung an REIN-SCHNEIDER (1971, S. 465) angegeben haben, ergänzt durch die Hörbahn (SOBOTTA-BECHER 1962, S. 338; WALDEYER 1970, S. 311, 312) und den externen Biofeedback-Regelkreis in einer schematischen Zeichnung zusammengefaßt (Abb. 48).

Eine maximale Kontraktion der Kaumuskulatur führt zum Ansprechen des Biofeedback-Gerätes. Das Ohr nimmt die Schallreize auf und leitet sie über die Hörbahn in die Hörrinde. Die bewußte Wahrnehmung des Biofeedback-Signals und Hemmung der efferenten Motoneurone des N. trigeminus wird so erreicht.

Denkbar wäre auch ein direkter reflektorischer Einfluß auf die Motoneurone über Bahnen, die vom Nucl. olivaris und Corpus trapezoidum zum motorischen Trigeminuskern verlaufen und reflektorische Bewegungen von Kopf- und Halsmuskeln bei Schallreizen ermöglichen (SOBOTTA-BECHER 1962, S. 338; WALDEYER 1970, S. 311, 312).

Die Erprobung der Geräte an Versuchspersonen diente dazu, Aussagen über die Funktionssicherheit zu gewinnen und erste Erfahrungen zu sammeln um ggf. Form und Handhabung in einer zweiten Geräte-Generation zu verändern.

Die Funktionssicherheit kann bereits in der jetzigen Ausführung als gut bezeichnet werden. Fehlmeldungen traten in 9,6 % der Meldungen insgesamt auf.

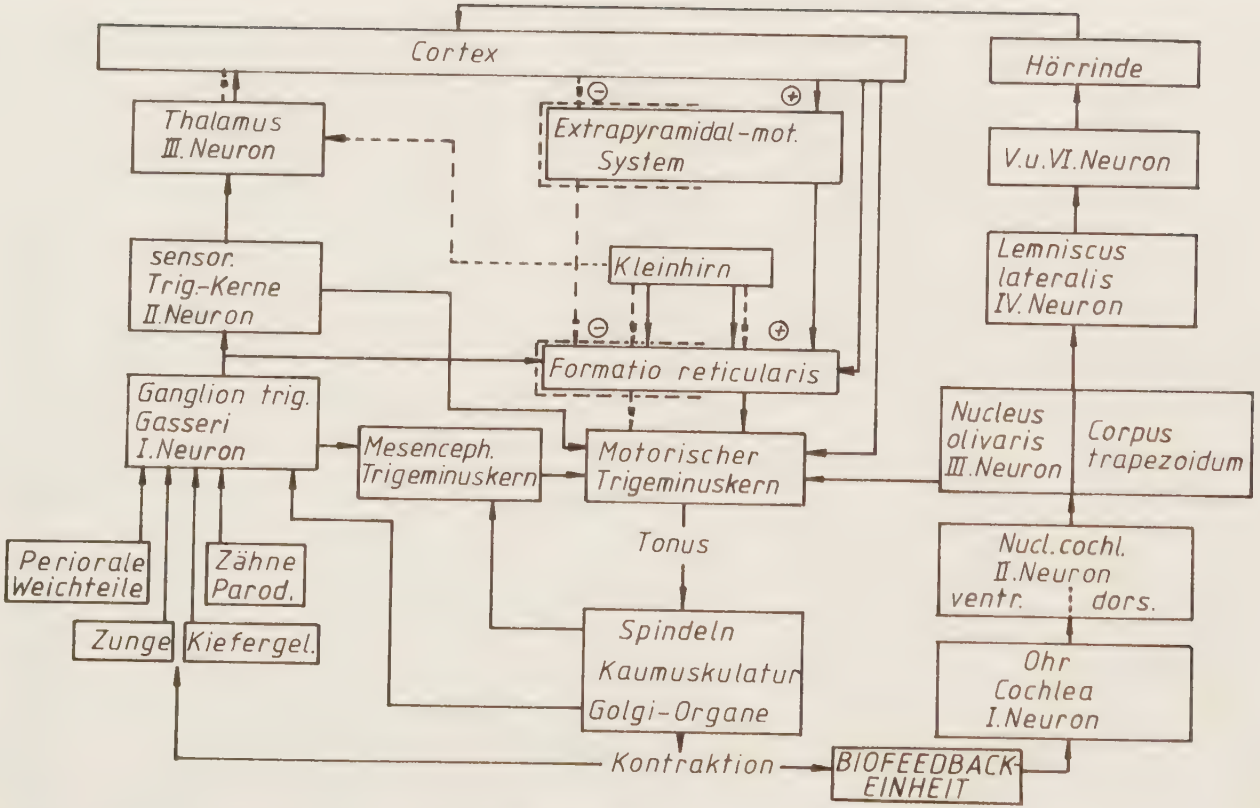


Abb. 48: Die Wirkungsweise des Biofeedback-Gerätes in einem Schema der neuro-reflektorischen Steuerung der Kaumuskulatur als Verbindung zur Hörbahn. (Einzelheiten im Text)

Sie waren hauptsächlich durch Potentialänderungen an der Masseelektrode infolge Kontraktion des M. sternocleidomastoideus bedingt und kamen bei schnellen Kopfbewegungen vor. Abhilfe könnte eine kompliziertere Eingangsschaltung schaffen, die jedoch noch eine weitere Elektrode erfordern würde (Differenzeingang). Der Aufwand geht aber auf Kosten des Platzbedarfs und der Bedienungsfreundlichkeit und erscheint nicht gerechtfertigt, denn nur extreme Kopfbewegungen, die normalerweise nicht vorkommen, führen zur Auslösung.

Auch Fehlauslösungen beim Schlucken sind nicht ganz sicher auszuschließen, denn eine reflektorische Kontraktion der Kaumuskulatur ist hierbei physiologisch, aber nur selten so stark, daß das Gerät anspricht.

Durch elektrische Felder (220 V Wechselstrom, Motoren, Leuchtstofflampen) konnte das Signal normalerweise nicht ausgelöst werden, lediglich in der Nähe von Lichtschaltern (220 V) veralteter Typen existieren offenbar Felder, die eine Fehlmeldung verursachen. Dies kann jedoch allein durch den speziellen Aufbau unserer Geräte bedingt sein und bei etwas anderer Verlegung der Drähte nicht mehr auftreten. Zudem wurde das Ereignis nur einmal beobachtet.

Nach den bisher durchgeführten Versuchen ist nichts gegen die Verwendung einer Auflageelektrode und einer Klebeelektrode einzuwenden. Weitere Versuche über längere Dauer, besonders bei Patienten, die Parafunktionen ausüben, müssen jedoch noch durchgeführt werden, um genauere Aussagen machen zu können.

Die Form der Gehäuse ist in einer späteren Serie etwas abzuändern. Der Obergang zum Winkelstück hat bei zwei von acht Versuchspersonen ein Druckgefühl ausgelöst und muß flacher gestaltet werden. Der Raumverlust im Gehäuse kann durch Verwendung teurerer Feldeffekttransistoren in miniaturisierter Ausführung ausgeglichen werden.

Für Brillenträger ist die Schaltung entweder direkt im Brillenbügel einer Hörbrille unterzubringen oder ein normaler Brillenbügel ist mit einem Anschluß von der Form des Verbindungsstücks (zwischen Winkelstück und Gehäuse) zu versehen,um das Gehäuse daran befestigen zu können.

Die Handhabung der Geräte hat sich als nicht problematisch erwiesen. Der Batteriewechsel könnte noch erleichtert werden, wenn es bei einer Abänderung der Schaltung nach industriellen Oberlegungen zur Fertigung der Geräte in Serie gelänge, mit nur einer Batterie auszukommen. Auch sollten noch leistungsfähigere Batterien verwendet werden, um das Nachregulieren bei längerer Betriebsdauer zu vermeiden. Wenn auch die Versuchspersonen überdurchschnittlich intelligent waren und Aussagen über die Bedienungsfreundlichkeit nur unter diesem Aspekt gesehen werden können, so ist doch als sicher anzunehmen, daß der Umgang mit unseren Geräten nicht schwieriger ist,als z.B. ein Hörgerät zu bedienen. Vom Einsatz an Patienten sind weitere Erkenntnisse zu erwarten.

Die bisherigen Beobachtungen weisen darauf hin, daß das Gerät auch nicht okklusal geführte Parafunktionen meldet. Das ist besonders bemerkenswert, weil diese Art der Parafunktionen schwierig zu erkennen und zu beeinflussen ist.

Der zukünftige Einsatz an Patienten wird auch erweisen, wie sich bei einer längeren Versuchsdauer auswirkt, daß der Patient allein durch das Tragen des Gerätes und die fortwährende Beschäftigung damit vom Pressen oder Knirschen abgehalten wird. Möglicherweise wird die Wirkung dieses sogenannten Placeboeffektes nach der ersten Gewöhnung nachlassen.

Die ersten Versuche haben ergeben, daß die Versuchspersonen, bei denen bereits ein Verdacht auf Ausübung von Parafunktionen bestand, ca. 5 mal häufiger das Signal unbewußt auslösten, als die, bei denen dieser Verdacht nicht bestand.

Wegen der geringen Zahl der Versuchspersonen (acht) und der willkürlichen Auswahl ist dieses Ergebnis nur als vorläufig zu betrachten und muß in einer weiteren Versuchsreihe nachgeprüft werden. Dann wird sich auch zeigen, ob durch langes Tragen der Geräte der Index gesenkt werden kann, ob also ein therapeutischer Effekt nachzuweisen ist.

Die Indikation zur Anwendung der Geräte ist dabei auf Grund der bisherigen Erfahrungen nach folgenden Gesichtspunkten zu stellen:

- Einsatz zur Diagnose beim Verdacht auf tagsüber ausgeübte Parafunktionen der Kaumuskulatur, ganz besonders bei Schmerzen, die im Laufe des Tages zunehmen und abends ihren Höhepunkt erreichen.
- Einsatz in der Therapie der Parafunktionen (Pressen, Knirschen, nicht okklusal geführte Parafunktionen). Jede unbewußt ausgeübte Aktion wird dem Patienten bewußt gemacht. So wird ihm geholfen, die schädliche Gewohnheit abzulegen.
- Einsatz tagsüber bei allen Patienten, die ein Mindestmaß an technischer Fingerfertigkeit besitzen und den Willen zur Mitarbeit erkennen lassen.

Eine industrielle Verwertung ist nach weiteren Versuchen möglich, würde aber sicher nicht in der Serienfertigung des Gerätes in der vorliegenden Form bestehen. Der Industrie stehen andere technische Möglichkeiten zur Verfügung, zudem muß eine Fertigung möglichst kostengünstig sein, Wegen der zu erwartenden kleinen Serie wird man auf vorhandene Gehäuse und Bauteile zurückgreifen, wahrscheinlich sogar eine völlig andere Schaltung entwerfen.

Eine monolithische Integration* der Schaltung, die die größte Platzersparnis bringen würde, ist aus Kostengründen nicht durchzuführen, jedoch läßt sich z.B. mit der Dickschichttechnik** eine wesentliche Verkleinerung durchführen. Dann werden die integrierten Schaltungen nicht mehr in voluminösen dual-in-line-Gehäusen, sondern nur noch in der winzigen Chip-Form verwendet,und die Schaltung kann in einem normalen Hörgeräte-Gehäuse untergebracht werden.

So sind die hier realisierten Geräte nur als Modelle zu verstehen, die die geforderte Funktion genau erfüllen und verwendet werden können, um erste Erfahrungen zu sammeln.

* Bei der monolithischen Integration wird die gesamte Schaltung in einem einzigen Siliziumplättchen erzeugt, es ist also nur noch ein einziger IC notwendig.

** Bei der Dickschichttechnik werden Leitungszüge und Widerstandsbahnen auf ein Keramiksubstrat aufgebracht und eingebrannt. Dann montiert man aktive Bauelemente wie Dioden oder Transistoren in spezieller sehr kleiner Ausführung und verkapselt die fertige Schaltung, die auch als Hybridschaltung bezeichnet wird (LIMANN 1975, S. 103-104).

5. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wird die Konstruktion, Bau und erste Erprobung einer miniaturisierten Biofeedback-Einheit beschrieben, die ein hörbares Signal aussendet, wenn der Patient Parafunktionen der Kaumuskulatur ausübt.

Zur Ansteuerung der Biofeedback-Einheit werden die mit Oberflächenelektroden über der kontrahierten Kaumuskulatur abnehmbaren Wechselspannungen verwendet.

Vorversuche wurden mit direkter Verstärkung dieser Wechselspannungen durchgeführt, ergaben jedoch ein zu unauffälliges Ausgangssignal mit Rauschcharakter.

Aus diesem Grund wird nun bei Kontraktion der Kaumuskulatur mit den verstärkten Wechselspannungen ein auffälliges sinusförmiges Signal, das von einem Frequenzgenerator erzeugt wird, eingeschaltet.

Eine Versuchsschaltung nach diesem Prinzip wurde so modifiziert, daß sie zuverlässig arbeitete und in miniaturisierter Form in eigens hergestellten hinter dem Ohr zu tragenden Gehäusen aufgebaut.

Zwei Geräte wurden über insgesamt 71 Stunden an 8 Versuchspersonen erprobt, eines mit zwei Klebeelektroden und eines mit einer Klebe- und einer Auflageelektrode.

Beide Geräte sind funktionssicher und können zur Diagnose und Therapie eingesetzt werden. Gesichtspunkte für eine spätere industrielle Fertigung werden diskutiert.

Als erstes Ergebnis, das in weiteren Versuchen nachgeprüft werden soll, zeigte sich, daß die Versuchspersonen, bei denen der Verdacht auf Ausübung von Parafunktionen bestand, durchschnittlich ca. 5 mal häufiger das akustische Signal unbewußt auslösten, als die, bei denen dieser Verdacht nicht bestand.

6. LITERATURVERZEICHNIS

AHLGREN, J. and B. ÖWALL: Muscular activity and chewing force: A polygraphic study of human mandibular movements. Arch.oral Biol. 15, 271-280 (1970)

ASSMUS, H.: Das Elektromyogramm als diagnostisches Hilfsmittel bei muskelatrophischen Erkrankungen. Nervenarzt 43, 451-457 (1972)

BENSON, H., SHAPIRO, D., TURSKY, B. u. G.E. SCHWARTZ: Abnahme des systolischen Blutdrucks durch operante Konditionierung bei Patienten mit essentieller Hypertonie. in: Legewie, H., L. Nusselt: Biofeedback-Therapie München, Berlin, Wien: Urban und Schwarzenberg 1975, 200-204 im Original: Decreased systolic blood pressure through operant conditioning techniques in patients with essential hypertension. Science 173, 740-742 (1971)

BIRK, L.: Biofeedback: Behavioral Medicine. New York and London: Grune & Stratton 1973, 3

BOBER, H.: Grundlagen der Therapie der Hauptformen des (nächtlichen) Zähneknirschens. Öst.Z.Stomat. 52, 449-453 (1955)

BROWN, B.: The Biofeedback Syllabus - A Handbook for the Psychophysiologic Study of Biofeedback. Springfield Illinois USA: Charles C. Thomas 1975, VI

BUDZYNSKI, Th.H.: Biofeedback Procedures in the Clinic. in: Birk, L., Biofeedback, Behavioral Medicine, New York and London, Grune & Stratton 1973, 177-187

BUDZYNSKI, Th. u. J. STOYVA:
An Instrument for Producing Deep Muscle Relaxation by Means of Analog Information Feedback.
J.Appl.Behav.Anal. 2, 231-237 (1969)

BUDZYNSKI*, Th. u. J. STOYVA:
An Electromyographic Feedback Technique for Teaching Voluntary Relaxation of the Masseter Muscle.
J.dent.Res. 52 I, 116-119 (1973)
*Autor in der Originalarbeit falsch (BUDYZNSKI) geschrieben.

BUDZYNSKI, Th. H. u. J.M. STOYVA:
EMG-Biofeedback bei unspezifischen und spezifischen Angstzuständen.
in: Legewie, H., L. Nusselt: Biofeedback-Therapie
München, Berlin, Wien: Urban und Schwarzenberg 1975, 163-185

BUDZYNSKI, Th. H., STOYVA, J.M., ADLER, Ch.S. u. D.J. MULLANEY:
EMG-Biofeedback und Spannungskopfschmerz: Eine kontrollierte Studie.
in Legewie, H., L. Nusselt: Biofeedback-Therapie
München, Berlin, Wien: Urban und Schwarzenberg 1975, 144-162.
im Original: EMG Biofeedback and Tension Headache: A Controlled Outcome Study.
Psychosom.Med. 35, 484-496 (1973)

DOWDELL, L.R., CLARKE, N.G. u. B.J. KARDACHI:
Biofeedback: control of masticatory muscle spasm.
Med.Biol.Engn. 14 (3), 295-298 (1976)

DRUM, W.:
Theorie und Therapie der Paradentopathien.
Zahnärztl.Rdsch. 55,193-200 (1946)

DRUM, W.:
Über die Spasmogene Paradentopathie.
Zahnärztl.Rdsch. 57, 253-260 (1948)

DRUM, W.: Alveolarpyorrhoe, Paradentose, Parodontopathie. Zahnärztl.Welt 4, 459-465 (1949)

DRUM, W.: Ober Parafunktionen, insbesondere über die unbewußte (Karolyi-) Parafunktion des Gebisses. Zahnärztl. Rdsch. 59, 257-267, 287-296 (1950)

DRUM, W.: Neue Wege in der sozialen Prothetik. Zahnärztl.Mitt. 48, 10-13, 44-48 (1960)

DRUM, W.: Die Drum-Miniplast-Schiene. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 109-111 (1966)

ESCHLER, J.: Elektrophysiologische und pathologische Untersuchungen des Kausystems. in: Forum Parodontologicum 5, Heft 3 Dtsch.zahnärztl.Z. 10, 1147-1157 (1955)

ESCHLER, J.: Bruxism and Function of the Masticatory Muscles. Parodontologie 15, 109-118 (1961)

FRÖHLICH, E.: Die Parafunktionen, Symptomatologie, Atiologie und Therapie. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 536-547 (1966)

FUCHS, P.: Ober die Relation zwischen Kaumuskelkraft und Elektromyogramm. Dtsch.zahnärztl.Z. 24, 863-870 (1969)

GESSEL, A.H.: Electromyographic biofeedback and tricyclic antidepressants in myofascial pain-dysfunction syndrome: psychological predictors of outcome. J.Amer.dent.Ass. 91, 1048-1052, (1975)

GÜPFERl, H. u C.: Funktionelle Beziehungen zwischen Masseter- und Temporalis-Muskulatur in der Darstellung ihrer Aktionsströme. Dtsch.zahnärztl.Z. 10, 1530-1541, 1851-1861 (1955)

GRIFFIN, C.J. u. R.R. MUNRO: Electromyography of the masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular joint dysfunction. Arch.oral.Biol. 16, 929-945 (1971)

GUTENSOHN, H.: Kaumuskelkrämpfe und Paradentose. Zahnärztl.Rdsch. 46, 493-499 (1937)

HIOB 16, vs 9, in: D.MARTIN LUTHER: Die gantze Heilige Schrifft Deudsch, Wittenberg 1545 Auffs new zugericht. Herausgegeben v.: Volz, H., Blanke, H., München, Rogner & Bernhard GmbH, 1972

HOMERI ILIAS ed. G. DINDORF: 5. ed. corr. quam cur. C. Hentze, Ed. stereot.P 2 Iliadis XIII-XXIV Lipsiae Teubner 1907, 154, Zeile 365

IMMENKAMP, A.: Die Entlastungsplatte. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 1470-1473 (1966)

KARLINS, M. u. L.M. ANDREWS: Biofeedback, die Technik der Selbstkontrolle. Stuttgart, Deutsche Verlagsanstalt 1973, 14, 65

KÁROLYI, M.: Beobachtungen über Pyorrhoea alveolaris. Vortrag: 40. Jahresvers. des Centralvereins deutscher Zahnärzte, Leibzig 1901, Originalbericht erstattet von Dr. Rudolf Bum, Zahnarzt in Wien. Österr.ung.Vrtljschr.Zahnh. 17, 279-283 (1901)

KÁROLYI, M.: Beobachtungen über Pyorrhoea alveolaris und Caries dentium. Österr.ung.Vrtljschr.Zahnh. 18, 520-526 (1902)

KÁROLYI, M.: Behandlung der Alveolarpyorrhoe. Österr.ung.Vrtljschr.Zahnh. 22, 193-194 (1906) a

KÁROLYI, M.: Zur Therapie der Erkrankungen der Mundschleimhaut. Österr.ung.Vrtljschr.Zahnh. 22, 226-231 (1906) b

KAWAMURA, Y.: Recent concepts of physiology of mastication. in: Staple, P.H.: Advances in oral biology I, New York and London: Academic Press 1964, 77-109

KAWAMURA, Y., TSUKAMOTO, Sh. u. M. KIYOKATSU: Experimental Studies on Neural Mechanisms of Bruxism. J.dent.Res. 40, 217 (1961)

KEIDEL, W.D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. 3.Aufl. Stuttgart: Thieme 1973, 299

KRAFT, E.: Über eine Untersuchung der menschlichen Kaumuskeltätigkeit während des Nachtschlafes. Stoma 12, 213-234 (1959; 13, 7-21 (1960)

KRAFT, E.: Möglichkeiten und Grenzen elektromyographischer Untersuchungsmethoden in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 904-915 (1963) a

KRAFT, E.: Über elektromyographische Untersuchungen kiefergelenkkranker Patienten. Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 1399-1406 (1963) b

LEGEWIE, H. u. L. NUSSELT: Biofeedback-Therapie Fortschritte der Klinischen Psychologie VI. München, Berlin, Wien: Urban & Schwarzenberg 1975, 3, 71 ff. 97, 110, 111, 112, 258

LIMANN, O.: Elektronik ohne Ballast. 4. völlig neu bearbeitete Aufl. München: Franzis Verlag 1975, 86, 99-104, 130

MARIE and PIETKIEWICZ: Bruxomania (Gritting of the Teeth) Rev.Stomat. (Paris) March 1907 Reviewed in Dent.Cosmos 49, 525 (1907)

MILLER, N.E., DiCARA, L.V., SOLOMON, H., WEISS, J.M. u. B. DWORKIN:
Erlernte Modifikation vegetativer Funktionen:
Eine Übersicht und einige neue Ergebnisse.
in: Legewie, H., Nusselt, L.:
Biofeedback-Therapie
München, Berlin, Wien: Urban & Schwarzenberg 1975, 186-199

MÖHLBRADT, L.:
Grundzüge der Neurophysiologie des Kauorgans.
Dtsch.zahnärztl.Z. 31, 282-290 (1976)

MÜHLEMANN, H.R., RATEITSCHAK, K.H. u. H.H. RENGGLI:
Parodontologie:
Gesundes Parodont, Ätiologie, Diagnostik, Prophylaxe und Therapie parodontaler Erkrankungen.
Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1975, 10, 25 ff., 32, 102 ff.

MÖLLER, R.:
Die Wirkungen der Kaumuskelkrämpfe auf Zähne und Zahnstellung.
Dtsch.Zahnheilk.Heft 58 (1923) 3-39

NADLER, S.C.:
Bruxism, a classification: critical review.
J.Amer.dent.Ass. 54, 615-622 (1957)

NEBEL, G.:
Homer
Stuttgart: Ernst Klett Verlag 1959, 180

ORBAN, B.J., GRANT, D., STERN, I.B. u. F.G. EVERETT:
Parodontologie
2. Aufl., St. Louis: The C.V. Mosby Company 1963
übersetzt von F. Schön
Berlin: Verlag "Die Quintessenz", 1965, 55, 364 ff., 369 ff., 383, 384, 404

PEPER, E. u. Th. MULHOLLAND:
Methodische und theoretische Probleme bei der willkürlichen Kontrolle des okzipitalen Alpha-EEG.
in: Legewie, H., Nusselt, L.:
Biofeedback-Therapie
München, Berlin, Wien: Urban & Schwarzenberg 1975, 218-227

RAMFJORD, S.P.: Bruxism, a clinical and electromyographic study. J.Amer.dent.Ass. 62, 21-45 (1961)

RAMFJORD, S.P. u. M. ASH: Physiologie und Therapie der Okklusion. Berlin: Verlag "Die Quintessenz", 1968, 209 ff.

REIN, H. u. M. SCHNEIDER: Einführung in die Physiologie des Menschen. 16. neu bearb. Aufl. Berlin-Heidelberg-New York: Springer-Verlag 1971, 465, Abb. 377

SCHÄRER, P.: Bruxism in: Kawamura, Y.: Physiology of Mastication Frontiers of Oral Physiology. Basel: Karger 1974

SCHULTE, W.: Knirschen und Pressen im vollbezahnten Gebiß - zugleich ein Beitrag zur Therapie der parafunktionell bedingten Kiefergelenkserkrankungen und zur Messung der Kaumuskeltätigkeit. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 112-117 (1966)

SCHULTE, W.: Die Muskelentspannung zur Therapie der Arthropathien des Kiefergelenks - zugleich ein Beitrag zur Steuerung des muskulo-mandibulären Bewegungssystems. Dtsch.zahnärztl.Z. 22, 858-873 (1967)

SCHULTE, W.: Zur funktionellen Behandlung der Myo-Arthropathien des Kauorganes: ein diagnostisches und physiotherapeutisches Programm. Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 422-449 (1970)

SCHULTE, W.: Gezielte Funktionsanalyse und Physio-Therapie-Erfahrungen bei 442 Patienten mit Myoarthropathien. Dtsch.zahnärztl.Z. 27, 779-795 (1972) a

SCHULTE, W.: Okklusionsstörungen, Kaumuskulatur und Kiefergelenke. Ref. nach einem Vortrag auf dem 4. Europ. Zahnärztl. Fortbildungskongress Davos 1972 Der Freie Zahnarzt 16, 17-25 (1972) b

SENNHEISER ELECTRONIC: Micro revue 8
Bissendorf/Han 1977, 29

SOBOTTA, J. u. H. BECHER: Atlas der Anatomie des Menschen,
3. Teil, 16. Aufl.,
München, Berlin: Urban &
Schwarzenberg 1962, 338

SOLBERG, W.K. u. J.D. RUGH: The use of biofeedback-devices
in the treatment of bruxism.
J.South.Calif.State Dent.
Assoc. 40, 852-853 (1972) a

SOLBERG, W.K. u. J.D. RUGH: Biofeedback-Induced Muscle
Relaxation
Used in the Treatment of Bruxism.
J.Dent.Res. 52, 78 (1973)

SOLBERG, W.K., FLINT, R.T. u. J.P. BRANTNER:
Temporomandibular joint pain and
dysfunction: A clinical study of
emotional and occlusal components.
J.prosth.Dent. 28, 412-422 (1972) b

SOLBERG, W.K., CLARK, G.T. u. J.D. RUGH:
Nocturnal electromyographic eva-
luation of bruxism patients
undergoing short term splint
therapy.
J.Oral Rehabil. 2, 215-223 (1975)

STERMAN, M.B.: Neurophysiologic and Clinical
Studies of Sensorimotor EEG Bio-
feedback Training: Some Effects
on Epilepsy.
in: Birk, L.: Biofeedback:
Behavioral Medicine,
New York and London: Grune &
Stratton 1973, 147-165

STÖSSEL, J.P.: Biofeedback-Entspannung durch
Selbstkontrolle.
Bild der Wissenschaft 13,74-79
(1976)

STROEBEL, Ch.F. u. B.D. GLUECK:
Biofeedback Treatment in Medicine
and Psychiatry: An Ultimate Placebo?
in: Birk, L.: Biofeedback:
Behavioral Medicine,
New York and London: Grune &
Stratton 1973, 19-33

STRUPPLER, A. u. E.O. RUPRECHT: Elektromyographie (EMG) und Elektroneurographie (ENG) - Grundlagen und diagnostische Bedeutung. Z.EEG-EMG 2, 2-16 (1971)

TAUCHERT, K.: Paradentose und Karolyi-Effekt, eine psychologische Studie. Dtsch.zahnärztl.Z. 9 I, 231-239 (1954)

TIETZE, U. u. CH. SCHENK: Halbleiterschaltungstechnik. 3. Aufl. Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1974, 112-113

WAHL, G.: Minispione II. 2. Aufl. Stuttgart: Verlag Frech 1974, 35-36

WALDEYER, A.: Anatomie des Menschen II. 6. Aufl. Berlin: Walter de Gruyter & Co. 1970, 311, 312

WIENER, N.: Zit.n. Birk 1973, S. 3 u. zit.n. Karlins 1973, S. 14

LEBENSLAUF

Am 22.Mai 1952	wurde ich, Bernd, Philip, Charles d'Hoedt als Sohn des Verlegers Guy d'Hoedt und seiner Ehefrau Ella d'Hoedt, geb. Mogk, in Hannover geboren.
Von 1959 bis 1963	war ich Schüler der Volksschule Wasserkampstraße in Hannover.
Von Ostern 1963	an besuchte ich das Kaiser-Wilhelm-Gymnasium in Hannover, wo ich
am 24.Mai 1971	die Reifeprüfung bestand.
Am 15.Oktober 1971	wurde ich an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen für das Fach Zahnmedizin immatrikuliert, wo ich
am 2.Oktober 1972	die naturwissenschaftliche Vorprüfung für Zahnärzte ablegte,
am 4.April 1974	die zahnärztliche Vorprüfung bestand und
am 15.Juni 1977	die zahnärztliche Ausbildung mit der zahnärztlichen Prüfung (Staatsexamen) abschloß.

Für die Überlassung des Themas danke ich
Herrn Professor Dr. W.Schulte.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Dipl.-Phys.
D. Lukas und Herrn cand.med. H. Frhr. v. Gise
für die wertvolle Unterstützung in technischen
Fragen sowie Herrn H. Resch für seine Mithilfe
bei den fotografischen Aufnahmen.